



Universidad Carlos III de Madrid
Escuela Politécnica Superior
Grado en Ingeniería de Sistemas Audiovisuales
Curso académico 2017/2018

Láser para fisioterapia: Aspectos generales para el diseño práctico

Autor: José Mateo Murillo

Tutor: Jose María Prieto Ogando

Índice

1. <i>Abstract</i>	5
1.1 Resumen	11
2. <i>Introducción</i>	17
2.1 Descripción del proyecto	17
2.2 Objetivos	18
2.3 Estado del arte	18
3. <i>Tecnología Láser</i>	20
3.1 Definición del láser	20
3.2 Características luz láser	22
3.3 Principio de emisión	23
3.4 Estructura básica	27
3.5 Clasificación de dispositivos láser	29
4. <i>Tecnología básica de diodo láser</i>	33
4.1 Estructura de un diodo láser	34
4.2 Configuración electrónica	38
4.3 Principio de emisión	39
4.4 Perfil de radiación de un diodo láser	40
5. <i>Terapia láser de baja potencia</i>	41
5.1 Fundamentos biológicos	42
5.2 Efectos de la terapia láser	45
5.3 Factores importantes dentro de la LLLT	47
5.4 Dosificación	53
5.5 Aplicación: modos y métodos	56
5.5.1 Modos de aplicación	56
5.5.2 Métodos de irradiación	56
6. <i>Dispositivo láser</i>	58
6.1 Microcontrolador ATmega328p	58
6.2 Teclado matricial 4x4	63
6.3 Display LCD	65
6.4 Reloj RTC	68
6.5 Emisor de potencia	70
6.6 Medidor de potencia	72
6.7 Bus I2C	76

6.8	PCF 8574.....	79
6.9	Conexionado de todos los componentes.....	81
7.	<i>Software</i>	82
7.1	Generación de la señal PWM	82
7.2	Lectura del teclado	82
7.3	Control del display	83
7.4	Control del reloj RTC	83
7.5	Medida de potencia	83
8.	<i>Marco regulador</i>	84
8.1	Dispositivos láser y normativa	84
8.2	Etiquetado en los dispositivos láser.....	86
8.3	Software	86
9.	<i>Entorno económico-social</i>	87
9.1	Presupuesto	87
9.2	Impacto socio-económico en la sociedad	88
10.	<i>Conclusiones y futuras mejoras</i>	89
11.	<i>Referencias</i>	90
	ANEXO I: Esquemático del circuito completo.....	93
	ANEXO II: Hojas de características Diodo Láser LD808-S60.....	94
	ANEXO III: Hoja de características Fotodiodo BPW34.....	95
	ANEXO IV: Diagrama de flujo	98

Índice de tablas

Tabla 1: Valor numérico de las dosis	55
Tabla 2: Características máximas ATmega328P.....	59
Tabla 3: Definición de los pines.....	66
Tabla 4: Registros RTC.....	69
Tabla 5: Posibles valores para los bits del registro de control	69
Tabla 8: Formato de la dirección en PCF8574 (arriba) y en PCF8574A (abajo)	80
Tabla 9: direcciones para el módulo PCF8574 (izquierda) y para el PCF8574A (derecha)	80

Índice de figuras

Figura 1: Características de una onda	20
Figura 2: Representación de diferentes ondas electromagnéticas en función de λ	21
Figura 4: Diferencia entre luz coherente e incoherente.....	22
Figura 3: Diferencia de cromaticidad entre luz láser y luz blanca	22
Figura 5: Direccionalidad en luz láser y en luz blanca.....	23
Figura 6: Representación simplificada de un átomo	23
Figura 7: Representación de los posibles estados de un electrón	24
Figura 8: Proceso de absorción	25
Figura 9: Proceso de emisión espontánea	25
Figura 10: Proceso de emisión estimulada.....	26
Figura 11: Componentes de un láser	28
Figura 12: Diodo láser.....	33
Figura 13: Estructura de un semiconductor intrínseco	34
Figura 14: Estructura de un semiconductor extrínseco tipo P.....	35
Figura 15: Estructura de un semiconductor extrínseco tipo N	36
Figura 16: Homoestructura.....	36
Figura 17: Heteroestructura.....	37
Figura 18: Doble heteroestructura.....	37
Figura 19: Estructura basada en ganancia	38
Figura 20: Estructura basada en índices de refracción	38
Figura 21: Representación energética	39
Figura 22: Configuración electrónica de unión p-n.....	39
Figura 23: Radiación láser.....	40
Figura 24: Organización interna de la célula.....	42
Figura 25: Coeficientes de absorción en función de la longitud de onda.....	49
Figura 26: Penetración de la luz por capas de la piel	50
Figura 27: Resultados del estudio	53
Figura 28: Ejemplos de haz.....	54
Figura 29: Microcontrolador ATmega328P	59
Figura 30: Encapsulado 28 pines	61
Figura 31: Encapsulado 32 pines	61
Figura 32: Display Grove LCD	65
Figura 33: Display LCD de la serie c216.....	66
Figura 34: Formato de los datos transmitidos por bus I2C	77
Figura 35: Módulo PCF8574 para teclado (izquierda) y display (derecha)	79
Figura 36: Configuración de los pines del ATmega 328P	81

Figura 37: Etiqueta de advertencia.....	86
Figura 38: Etiquetas explicativas	86

Índice de esquemas

Esquema 1: Núcleo AVR (I).....	60
Esquema 2: Núcleo AVR (II).....	60
Esquema 3: Microcontrolador ATmega328P	62
Esquema 4: Teclado matricial	63
Esquema 5: Flujo de corriente en teclado matricial	64
Esquema 6: Conexión entre teclado y PCF8574.....	64
Esquema 7: Conexión entre display y PCF8574.....	67
Esquema 8: Circuito integrado DS1307.....	68
Esquema 9: Matriz de diodos	70
Esquema 10: Circuito eléctrico emisor de potencia	72
Esquema 11: Filtro paso bajo	72
Esquema 12: Receptor de potencia óptica.....	73
Esquema 13: Amplificador de instrumentación	74
Esquema 14: Filtro paso bajo	74
Esquema 15: Circuito eléctrico medidor de potencia.....	75
Esquema 16: Enlaces Bus I2C	76
Esquema 17: Diagrama de bloques PCF8574.....	79
Esquema 18: Circuito completo del diseño.....	93

1. Abstract

Nowadays, laser technology is well established in society, proof of that is the large number of well-known applications that surround us in our daily lives, both in the industrial sector and in medicine. But is a relatively modern technology, and research continues to reveal more and more applications capable of improving our way of life.

The intense study to which this technology is subjected is mainly due to the fact that laser light has characteristics that make it unique compare to other types of light, mainly the **coherence** (both temporal and spatial) and the **monochromaticity**. These properties open a whole world of possibilities ranging from cutting big pieces of metal to decorating some materials

On one hand, the temporal coherence leads to incident light waves with a **similar phase, frequency and amplitude** and on the other hand, the spatial coherence allows us to create a very narrow beam of laser light capable of reach **great distances** without suffering big losses due to divergence, this is known as a **collimated beam**. In addition, thanks to the spatial coherence, laser light acquires the property that we know as **monochromaticity**, since this coherence allows us to emit a beam of laser light with a **reduced electromagnetic spectrum**, being able to cover only one value of wavelength.

In order to generate a beam of light as described above, there are a number of processes taking place inside the active medium of the device, more specifically within its atoms. The creation of light photons is given by the change of state of the electrons located in the orbits that surround the nucleus of the atom, meaning, when an electron changes from the **ground state** to the **excited state**. These transitions occur after having received an amount of energy during the **absorption process**.

Once the absorption process is complete, there are two possibilities. On one way, when the atom stops receiving energy, the electron returns to the ground state releasing as much energy as it has absorbed in the previous process. Such energy is transmitted during the process of **spontaneous emission** as a photon of incoherent light. On the other way, if the electron is stimulated with a certain amount of energy, while it is in the excited state, the emission of a light photon whose energy is similar to the amount of energy that has excited the electron, will take place. This is known as the

de-excitation process and is part of the **stimulated emission** which results in the emission of coherent light.

There is a last process, known as **population inversion**, for which, a series of special characteristics are necessary in the active medium. This process is vital in the objective of generating laser light, because when it takes place, the stimulated emission process generates a much larger number of light photons.

In order to use laser light for a purpose, it is necessary to construct a structure in which to generate and amplify such light. In first place, as the most important component within this structure, we find the **active medium**, which offers a great variety of possibilities when building, being able to be solid, liquid, gaseous or composed of a semiconductor material. Within the active medium, take place the processes listed above. Such medium is composed of a material with a certain electronic configuration, depending on that, the laser beam emitted will have a specific wavelength.

Then, next to the active medium, is located the **pumping system**, responsible for emitting the **electromagnetic radiation** necessary to excite the electrons of the active medium and reach the state of population inversion, which allows us to emit a beam of laser light sustained in time. We will need different pumping systems depending on the material of the active medium.

Finally, surrounding both the active medium and the pumping system, we find the **resonant cavity**, whose main function is to **amplify the emission generated** by the other two components. For this, it uses a system composed of two mirrors, one perfect (reflects 100% of the light) and another semi-transparent (reflection coefficient very high, but with losses). Between these two mirrors, a series of reflections are produced giving rise to standing waves that pass through the active medium continuously, in that way the photon production and therefore the amount of radiation increase notoriously. The semi-transparent mirror allows part of the radiation generated inside the resonant cavity to be emitted to the outside, obtaining the laser light beam.

Each laser device has its own characteristics, but there are some generic parameters with which all the devices count and that allow us to elaborate a classification. These parameters are the **active medium**, the **type of emission**, the **output power** and the **wavelength**.

The device studied in this paper uses diodes as a light source. At the same time, the diode consists of a semiconductor active medium divided by two layers, each of which is an **extrinsic semiconductor** element that has passed through a process known as doping. This process consists of injecting valence elements 3 or 5 into an **intrinsic semiconductor** (composed of elements of valence 4), creating a **deficit or a surplus of electrons**.

As a result of the process an extrinsic semiconductor type 'p' and another type 'n' are obtained. The union of these two elements is the key to the structure of a laser diode and is known as **junction p-n**. If the union is made using a single material, the bond is known as **homounion**, if instead two different materials are involved, the structure is called **heterounion**. The latter is the one used in the laser diodes.

To obtain the laser light beam, we need to apply a voltage to the junction. The emission process consists of a recombination of the electrons in the **conduction band** of the region 'n' with the voids in the **valence band** of the 'p' region. These transitions result in the production of photons of light, which will be amplified thanks to the resonant cavity.

In this paper we will talk about one of the most recent treatments in the medicine world, **low power laser therapy or cold laser therapy**. It consists in applying a dose of infrared light on a damaged tissue with the aim of accelerating recovery.

The use of infrared light is due to the choice of the most optimal wavelength for the treatment. Since the reaction generated by the therapy takes place at the cellular level, it is necessary for the light beam to pass through a number of layers of the skin to reach that level. The value of wavelength which allows us reach that objective lies in the range of 600 nm to 1300 nm, which is known as the **optical window**.

Such treatment, unlike many others laser light treatment, does not apply heat to the treated region. Its effectiveness is due to a series of processes, mainly **photochemical**, in which the cells reactivate certain mitochondrial processes restoring the production levels of the **ATP** molecule, which causes a chain reaction that allows the damaged cell to obtain more energy, and thanks to that, the recovery process speeds up.

The calculation of the dose to apply needs to be studied before. Given the danger of the devices used during therapy, the dosage should be made knowing each parameter involved in it, like the transmitted **power density**, the time during which the **dose** is applied, the **energy density** required for each type of injury ... , otherwise there is a risk of causing superficial damage to the patient.

Finally, there is a lot of different ways of apply the dose on the injured area. We can find a clear classification within the mode of application, on the one hand we have the **spot radiation**, in which the dose is applied with the device attached directly to each of the points within the area to be treated and for another side we can use the **zonal radiation**, the difference with spot radiation resides in the distance between the dispositive and the injured area.

As an advantage we can emphasize the bigger action zone of the zonal radiation, but this supposes the disadvantage of seeing reduced the density of energy applied in that region. There isn't a way better than the other, each injury and each patient requires a different dose and the type of used radiation will depend on that information. In all of them, the most important thing is to maintain the **90° relation** between the treated region and the light beam, in order to avoid losses by reflection.

At the time of design a device like the one used in this therapy, we have a great variety of components to choose from. In this work this selection has been made, always seeking to simplify, as far as possible, the assembly. An almost indispensable requirement has been the compatibility with the I2C standard.

This protocol allows **reducing substantially the wiring** of the whole device, since it only requires two connections for the transmission of information. On one hand we have the **clock signal (SCL)**, which allows synchronizing all the components connected to the same I2C bus and on the other hand, we have the **information (SDA)** that we send to the module indicated in the address.

The format of the data sent has a very simple structure:

- First, it is necessary that both the SDA bit and the SCL bit are at high level to start the communication.
- The first 7 bits determine the address of the module with which the communication is established.
- Immediately after the address, it is sent the bit that determines the action to be performed (reading or writing).
- The information sends in 8-bit blocks.
- After each 8-bit block, validation messages (ACK or NACK) are exchanged to confirm that the communication is correct.

Given the need to control the optical power dosed on the patient, as well as the dosing time, the device has a microcontroller, which, by code, will lead all the necessary functions like control the selected power level, activate the timer or send information to the display.

In order to carry out this task, the **ATmega328P microcontroller** has been chosen, whose compatibility with the I2C protocol, among other characteristics, makes it especially attractive for this project.

To have a visual control over the values of certain parameters, it is convenient to add a **display**. For this purpose, it has chosen a **liquid crystal display** whose consumption is lower than many other similar devices.

In case of wanting to make a record of each performed sessions, directly from the device, there is a module that performs quite efficiently that task, it is the **RTC (Real Time Clock)**. One of the most common models is the **DS1307**, which performs communication through the I2C protocol.

Finally, a design of the **circuit** necessary to **emit the laser beam** and to **measure the power emitted** by the device is added. The main component of the emitting circuit is a **matrix of laser diodes**, which is responsible for transmitting a power density, and is regulated by the PWM signal sent by the microcontroller. Acting as a switch, a N_MOSFET transistor is added, which will perform as a conductor while the gate voltage is lower than threshold voltage. The PWM signal of the microcontroller is a pulse train with values ranging from 0 to 5 V, however, due to the high speed of such

pulses, the result will be a DC voltage calculated from the average of the signal. This voltage will be in charge of regulating the transmitted power.

In the case of the receiver circuit, we measure the power emitted thanks to a **photodiode**, since it is a component capable of transmitting a current depending of the optical power that fall on it, which allows us to numerically evaluate the energy density applied over the entire sensitive surface of the photodiode.

In this paper we will find a more extended development of each one of these components.

Given the risk that suppose the use this type of instruments for the health, there is a normative, **UNE-EN 60825-1 / A2: 2015**, that regulates and classifies the different devices as well as the labeling that must accompany each of them, with the objective of informing the possible user of the most important properties and the potential dangers that the use of gadgets like these suppose. This whole issue is dealt with in the chapter on the regulatory framework.

Finally, many of the lesions that could have been treated with cold laser therapy are currently being treated with drugs that are more harmful to health. Therefore, the introduction of such a device in the current society can affect the companies in charge of marketing with such drugs.

1.1 Resumen

En la actualidad, la tecnología láser se encuentra bien implantada en la sociedad, prueba de ello es el gran número de aplicaciones muy conocidas que nos rodean en nuestra vida cotidiana, ya sea en el sector industrial como en la medicina, entre otros. Pero se trata de una tecnología relativamente moderna, y se siguen realizando investigaciones que desvelan cada vez más aplicaciones capaces de mejorar nuestro modo de vida.

El estudio intensivo al que se encuentra sometido dicha tecnología se debe principalmente a que la luz láser posee unas características que la hacen única con respecto a otros tipos de luz, principalmente la **coherencia** (tanto temporal como espacial) y la **monocromaticidad**. Estas propiedades abren todo un mundo de posibilidades que van desde cortar grandes piezas de metal hasta la decoración de materiales.

Por un lado, la coherencia temporal da lugar a ondas de luz incidentes con **una fase, frecuencia y amplitud similares** y por otro lado, la coherencia espacial nos permite crear un haz de luz láser muy estrecho y capaz de alcanzar **grandes distancias** sin sufrir grandes pérdidas por divergencia, esto se conoce como **haz de luz colimado**. Además, gracias a la coherencia espacial, la luz láser adquiere la propiedad que conocemos como **monocromaticidad**, ya que dicha coherencia nos permite emitir un haz de luz láser con **espectro electromagnético muy reducido**, pudiendo llegar a cubrir únicamente una longitud de onda.

Para generar un haz de luz como el que se ha descrito, existen una serie de procesos que tienen lugar en el interior del medio activo del dispositivo, más concretamente en el interior de sus átomos. La creación de fotones de luz viene dada gracias al cambio de estado de los electrones situados en las órbitas que rodean al núcleo del átomo, es decir, cuando un electrón cambia del estado **fundamental** al **estado excitado**. Dichas transiciones se producen tras haber recibido una cantidad de energía durante lo que se denomina **proceso de absorción**.

Una vez finalizado el proceso de absorción, existen dos posibilidades. Por un lado, cuando el átomo no recibe más energía, el electrón regresa al estado fundamental liberando una cantidad de energía equivalente a la absorbida en el proceso previo. Dicha energía se transmite durante el proceso de **emisión espontánea** como un fotón

de luz incoherente. Por otro lado, si mientras se encuentra en estado excitado, se estimula el electrón con una determinada cantidad de energía, tendrá lugar la emisión de un fotón de luz cuya energía es similar a la que se ha aplicado sobre el electrón excitado. Esto se conoce como proceso de **desexcitación**, forma parte de la **emisión estimulada** y tiene como resultado la emisión de luz coherente.

Existe un último proceso, conocido como **inversión de población**, para el cual son necesarias una serie de características especiales en el medio activo. Este proceso es de vital importancia a la hora de generar luz láser, ya que cuando tiene lugar, el proceso de emisión estimulada genera una cantidad de fotones de luz mucho mayor.

Para poder emplear la luz láser con una finalidad, es necesario construir una estructura en la que generar y amplificar dicha luz. En primer lugar, y como el componente de mayor importancia dentro de esta estructura, encontramos el **medio activo**, el cual ofrece una gran variedad de posibilidades a la hora de construirse, pudiendo ser sólido, líquido, gaseoso o compuesto por un material semiconductor. Dentro del medio activo se suceden los procesos enumerados anteriormente. Dicho medio se compone de un material con una determinada configuración electrónica, en función de la cual se emitirá con una longitud de onda específica.

A continuación, junto al medio activo se sitúa el **sistema de bombeo**, encargado de emitir la **radiación electromagnética** necesaria para excitar los electrones del medio activo y llegar al estado de inversión de población, el cual nos permite emitir un haz de luz láser sostenido en el tiempo. Dependiendo del material que componga el medio activo necesitaremos sistemas de bombeo diferentes.

Por último, rodeando tanto al medio activo como al sistema de bombeo, se encuentra la **cavidad resonante**, cuya principal función es **amplificar la emisión generada** por los otros dos componentes. Para ello se vale de un sistema compuesto por dos espejos, uno perfecto (refleja el 100% de la luz) y otro semitransparente (coeficiente de reflexión muy elevado, pero con pérdidas), entre los cuales se producen una serie de reflexiones dando lugar a ondas estacionarias que atraviesan de manera continua el medio activo, aumentando así la producción de fotones y por lo tanto la cantidad de radiación. El espejo semitransparente permite que parte de la radiación generada dentro de la cavidad resonante se emita al exterior obteniendo así el haz de luz láser.

Cada dispositivo láser tiene unas características propias, pero existen unos parámetros con los que todos los dispositivos cuentan y que nos permiten elaborar una clasificación. Estos parámetros son el **medio activo**, el **tipo de emisión**, la **potencia de salida** y la **longitud de onda**.

El dispositivo que se estudia en este trabajo emplea diodos como fuente de luz. A su vez, el diodo se compone de un medio activo semiconductor dividido por dos capas, cada una de ellas es un elemento **semiconductor extrínseco** que ha pasado por un proceso conocido como **dopaje**. Este proceso consiste en inyectar elementos de valencia 3 o 5 en el interior de un **semiconductor intrínseco** (compuesto por elementos de valencia 4), creando un **déficit o un superávit de electrones**.

Como resultado del proceso se obtiene un semiconductor extrínseco tipo 'p' y otro tipo 'n'. La unión de estos dos elementos es la clave de la estructura de un diodo láser y se conoce como **juntura p-n**. Si la unión se realiza empleando un solo material, el enlace se conoce como **homounión**, si por el contrario se ven implicados dos materiales diferentes, la estructura se denomina **heterounión**. Esta última es la utilizada en los diodos láser.

Para conseguir el haz de luz láser se aplica un voltaje sobre la unión. El proceso de emisión consiste en una recombinación de los electrones en la **banda de conducción** de la región 'n' con los huecos existentes en la **banda de valencia** de la región 'p'. Estas transiciones tienen como resultado la producción de fotones de luz, la cual se verá amplificada gracias a la cavidad resonante.

En este trabajo hablaremos de uno de los tratamientos más recientes dentro del mundo de la medicina, la **terapia láser de baja potencia o de láser frío**. Consiste en aplicar una dosis de luz infrarroja sobre un tejido dañado con el objetivo de acelerar la recuperación.

El hecho de emplear luz infrarroja se debe a la elección de la longitud de onda más óptima para el tratamiento. Puesto que la reacción generada por la terapia tiene lugar a nivel celular, es necesario que el haz de luz atravesase una serie de capas de la piel para alcanzar dicho nivel. Esto se consigue gracias a una longitud de onda cuyo valor se encuentra en el intervalo de 600 nm a 1300 nm, el cual se conoce como **ventana óptica**.

Dicho tratamiento, al contrario que muchos otros que emplean luz láser, no aplica calor sobre la región tratada. Su efectividad se debe a una serie de procesos, principalmente **fotoquímicos**, en los que las células reactivan ciertos procesos mitocondriales restaurando los niveles de producción de la molécula **ATP**, lo cual provoca una reacción en cadena que permite a la célula dañada obtener más energía acelerando el proceso de recuperación del tejido.

Existe todo un estudio y un proceso detrás del cálculo de la dosis a aplicar. Dada la peligrosidad de los dispositivos empleados durante la terapia, la dosificación debe realizarse conociendo cada parámetro implicado en ella, véase la **densidad de potencia** transmitida, el tiempo durante el que se aplica la **dosis**, la **densidad de energía** necesaria para cada tipo de lesión..., de lo contrario existe el riesgo de provocar daños superficiales en el paciente.

Por último, cabe destacar las diferentes formas que existen a la hora de aplicar la dosis sobre la zona de la lesión. Podemos encontrar una clara clasificación dentro del modo de aplicación, por un lado tenemos la **radiación puntual**, en la cual se aplica la dosis con el dispositivo pegado de manera directa a cada uno de los puntos que se encuentran dentro de la zona a tratar y por otro lado podemos emplear la **radiación zonal**, ésta se diferencia de la puntual en la colocación del dispositivo en el momento de la dosis, ya que en este caso se encuentra a una determinada distancia de la zona lesionada.

Como ventaja podemos resaltar que la zona de acción para la radiación zonal es más grande, pero eso supone la desventaja de ver reducida la densidad de energía aplicada en dicha región. No existe una forma que sea mejor que la otra, cada lesión y cada paciente requiere una dosis diferente y el tipo de radiación que se emplee dependerá de esa información. En todas ellas, lo más importante es mantener la **relación de 90°** entre la región tratada y el haz de luz, con el fin de evitar las pérdidas por reflexión.

A la hora de diseñar un dispositivo como el que se emplea en esta terapia, contamos con una gran variedad de componentes entre los que elegir. En este trabajo se ha realizado dicha selección buscando siempre simplificar, en la medida de lo posible, el montaje. Un requisito prácticamente indispensable ha sido la compatibilidad con el estándar I2C.

Dicho protocolo permite **reducir sustancialmente el cableado** de todo el dispositivo, ya que solo requiere dos conexiones para la transmisión de información. Por un lado se envía la **señal de reloj (SCL)** que permite sincronizar todos los componentes conectados al mismo bus I2C y por otro lado, se envía la **información (SDA)** al módulo que indiquemos en la dirección.

El formato de los datos enviados tiene una estructura muy simple:

- En primer lugar es necesario que tanto el bit SDA como el bit SCL se encuentren en nivel alto para iniciar la comunicación.
- Los 7 primeros bits determinan la dirección del módulo con el que se establece la comunicación.
- Inmediatamente después de la dirección se envía el bit que determina la acción a realizar (lectura o escritura).
- A continuación se envían todos los bits de información en bloques de 8 bits.
- Tras cada bloque de 8 bits se intercambian mensajes de validación (ACK o NACK) para confirmar que la comunicación es correcta.

Dada la necesidad que existe de controlar la potencia óptica dosificada sobre el paciente, así como el tiempo de dosificación, el dispositivo cuenta con un microcontrolador, el cual, mediante código, dirigirá todas las funcionalidades necesarias como son, controlar el nivel de potencia seleccionado, activar el temporizador o enviar al display dicha información.

Para desempeñar esta tarea, se ha optado por el **microcontrolador ATmega328P**, cuya compatibilidad con el protocolo I2C, entre otras características, lo hacen especialmente atractivo para este proyecto.

Para tener un control visual sobre los valores que se otorgan a ciertos parámetros, es conveniente añadir un **display**. Para el dispositivo se ha elegido una **pantalla de cristal líquido** cuyo consumo es inferior al de otros muchos dispositivos similares.

En el caso de querer realizar un registro de cada una de las sesiones realizadas, directamente desde el dispositivo, existe un módulo que desempeña de manera bastante eficiente esa tarea, es el **RTC (Real Time Clock)**. Uno de los modelos más habituales es el **DS1307**, el cual realiza la comunicación a través del protocolo I2C.

Por último se añade un diseño del **circuito** necesario tanto para **emitir el haz láser** como para **medir la potencia emitida** por el dispositivo. El componente principal del circuito emisor es una **matriz de diodos láser** encargada de transmitir una densidad de potencia, la cual está regulada por la señal PWM enviada por el microcontrolador. Actuando como un interruptor, se añade un transistor N MOSFET, que se comportará como un conductor mientras que la tensión de la puerta sea inferior a la tensión umbral. La señal PWM del microcontrolador es un tren de pulsos con valores que varían de 0 a 5 V, sin embargo, debido a la elevada velocidad con la que se mueven dichos pulsos, el resultado será una tensión continua calculada a partir del promedio de la señal. Dicha tensión será la encargada de regular la potencia transmitida.

En el caso del circuito receptor se emplea un **fotodiodo**, ya que se trata de un componente capaz de transmitir una corriente en función de la potencia óptica que incide sobre él, lo que nos permite evaluar numéricamente la densidad de energía aplicada sobre toda la superficie sensible del fotodiodo.

En el trabajo encontraremos un desarrollo más extendido de cada uno de estos componentes.

Dado el riesgo que supone para la salud el uso de este tipo de instrumentos, existe una normativa **UNE-EN 60825-1/A2:2015** que regula y clasifica los diferentes dispositivos así como el etiquetado que debe acompañar a cada uno de ellos, con el objetivo de informar al posible usuario de las propiedades más importantes y de los potenciales peligros que puede conllevar el uso de artilugios de estas características. Todo este tema se trata dentro del capítulo del marco regulatorio.

Por último cabe decir que muchas de las lesiones que tienen tratamiento con la terapia de láser frío, se encuentran actualmente siendo tratadas mediante medicamentos más nocivos para la salud. Por ello, la introducción de un dispositivo de estas características en la sociedad actual puede afectar a las empresas encargadas de comercializar con dichos fármacos.

2. Introducción

2.1 Descripción del proyecto

En este proyecto se pretende realizar un diseño de un dispositivo láser como el que se viene empleando en la actualidad en la terapia láser de baja potencia. Para ello se comienza realizando un estudio extenso de la tecnología láser con el fin de adquirir todos los conocimientos necesarios para poder entender la tecnología con la que se está trabajando. Este estudio comienza con lo más básico, como es la definición de luz, y trata de explicar de la forma más clara posible los diferentes procesos que desembocan en la generación del haz de luz láser.

Se lleva a cabo una introducción al tratamiento médico conocido como terapia láser de baja potencia o de láser frío, en la que se comentan todos los tipos de efecto que produce sobre nuestro cuerpo y el porqué es un tratamiento tan efectivo a la hora de curar sobre todo lesiones musculares. Se citan los diferentes términos con los que tratamos dentro de esta terapia acompañados de una breve explicación que ayude a entenderlos.

También, se estudia un dispositivo láser de baja potencia empleado en la terapia de láser frío. En dicho estudio encontraremos todos los materiales requeridos a la hora de fabricar dicho dispositivo así como una explicación de cada uno de ellos, incluyendo conexiones. Y además una breve explicación sobre algunos detalles importantes en la programación requerida por este dispositivo.

En el capítulo 8 se habla de marco regulador, donde podemos en el que se comenta la normativa que atañen a este proyecto. Dichas normativas establecen una clasificación para los dispositivos láseres en función del riesgo que supone usarlos.

En el capítulo 9 se aporta un presupuesto aproximado de los componentes que se necesitarán para llevar a cabo la fabricación del dispositivo láser, así como el posible impacto, a nivel económico, de la introducción del dispositivo en la sociedad actual.

2.2 Objetivos

Con este proyecto se espera principalmente adquirir los conocimientos necesarios para implementar el diseño, tanto de hardware como de software, de un dispositivo capaz de emitir un haz de luz láser con unas propiedades determinadas por las necesidades requeridas en la terapia láser de baja potencia.

Además, por la necesidad de entender bien el funcionamiento del dispositivo, se estudiará a fondo la luz láser con todas sus propiedades y aplicaciones.

Por último se pretende conocer algunas de las características del novedoso tratamiento fisioterapéutico conocido como terapia láser de baja potencia.

2.3 Estado del arte

Desde que, en 1917, Albert Einstein presentó al mundo su estudio sobre los procesos involucrados en la emisión de luz láser, se han realizado una gran cantidad de investigaciones siguiendo las bases establecidas por dicho estudio. Hasta que en 1960 se alcanzó el objetivo perseguido por muchos durante tantos años, se construyó el primer láser operativo.

A partir de entonces no han cesado las investigaciones sobre la tecnología láser, encontrándose ésta en auge y abriendo un gran abanico de posibles estudios dada la cantidad de aplicaciones que se le intuye.

Dentro de la sociedad actual podemos encontrarla en numerosos sectores, siendo la industria y la medicina los más destacables. En el mundo de la medicina, los dispositivos láser suponen un gran atractivo dada su magnífica precisión y la habilidad de curar determinadas lesiones sin necesidad de realizar ninguna operación demasiado invasiva.

En algunos campos de la medicina, el láser se encuentra completamente integrado, como por ejemplo la cirugía o dermatología. También podemos encontrar dispositivos láser en tratamientos de belleza como la depilación láser o en tratamientos capilares. Sin embargo, en la rama de fisioterapia, el uso de láseres de baja potencia para tratar diferentes patologías se encuentra todavía bajo estudio y existe una parte de la población que aún se muestra escéptica ante este tipo de tratamientos, pero cada vez

aparecen más estudios que demuestran la efectividad de terapias que emplean dispositivos láseres y que arrojan algo más de luz a esta tecnología.

El primer láser en llegar al campo de la medicina posee unas propiedades similares al que se estudia en este proyecto, dicho láser es el de Helio-Neón, que actualmente se emplea en tratamientos de belleza dada su longitud de onda (633 nm) y los efectos que genera, como por ejemplo el aumento de colágeno en la piel. Este dispositivo emplea una tecnología diferente, ya que su medio activo no se compone de diodos semiconductores, si no que está formado por un conjunto de elementos gaseosos.

Con el paso del tiempo fueron apareciendo más dispositivos láser que actualmente se encuentran totalmente integrados en aplicaciones como el corte y la coagulación de ciertas heridas, algunos de ellos son el láser de rubí o el de CO_2 . Otros sistemas con los que podemos toparnos, son los sistemas de luz pulsada intensa (IPL), que aunque pueden llegar a generar efectos similares a otros dispositivos láser, no emite un haz de luz láser propiamente dicho, si no que emite una señal con un ancho de banda un poco mayor, lo que le dota de otras muchas aplicaciones en términos de fototerapia.

Cabe destacar que en la actualidad los diodos láser suponen la vía más segura dentro de la tecnología láser, por ello nos encontramos prácticamente rodeados por este tipo de dispositivos.

3. Tecnología Láser

3.1 Definición del láser

Sin duda alguna, la mejor forma de definir la luz láser la encontramos en la propia palabra, pues se trata de un acrónimo de **Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation**, en español, **Amplificación de Luz mediante Emisión Simulada de Radiación**. Cada una de las partes de este acrónimo aporta algo de información sobre la naturaleza intrínseca y el comportamiento de un haz de luz láser.

En primer lugar, un **láser es luz**, y como tal, se define como una onda electromagnética. Una onda no es más que una perturbación que transporta una cierta cantidad de energía propagándose a lo largo de un determinado espacio. Al tratarse de luz, dicho espacio se compone tanto de campo magnético como eléctrico. Una onda cuenta con una serie de características intrínsecas que la definen y que podemos ver representadas en la figura 2.

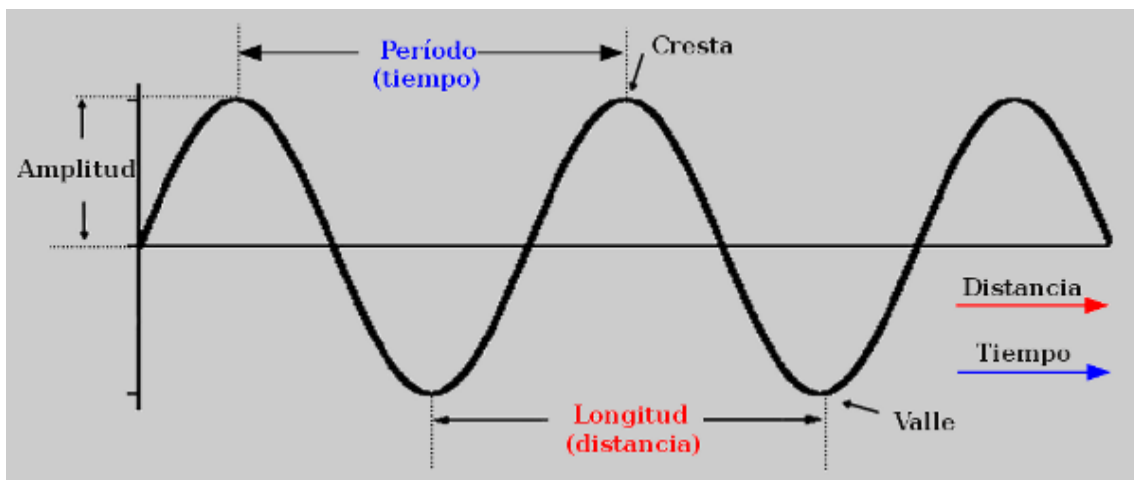


Figura 1: Características de una onda

Por un lado, entregándonos información sobre la cantidad de energía que transporta, tenemos la **amplitud de la onda**. A continuación podemos apreciar el **período**, o lo que es lo mismo, el tiempo que tarda la onda en realizar un ciclo completo, dicha magnitud es la inversa de la **frecuencia**.

Relacionada de manera directamente proporcional al período podemos encontrar la **longitud de onda**, la cual se define como la cantidad de espacio recorrido por la onda al completar un ciclo completo. La fórmula correspondiente a este último parámetro es la siguiente:

$$(1) \lambda = \frac{v}{f} = v * T$$

Podemos apreciar como longitud de onda y frecuencia son magnitudes **inversamente proporcionales**, es decir, a una longitud de onda grande le corresponde un valor de frecuencia pequeño y viceversa.

El hecho de tratarse de una **onda electromagnética** implica dos cosas, por un lado, que no necesita ningún medio para poder propagarse, es decir, **puede transmitirse a través del vacío**, y por otro lado, que la **energía** que transmite una onda electromagnética guarda una relación de **proporcionalidad directa** con el parámetro de la **frecuencia**, es decir, cuanto mayor es la frecuencia, mayor será la energía transmitida. A continuación se observan algunos ejemplos cotidianos de ondas electromagnéticas relacionadas con su frecuencia.

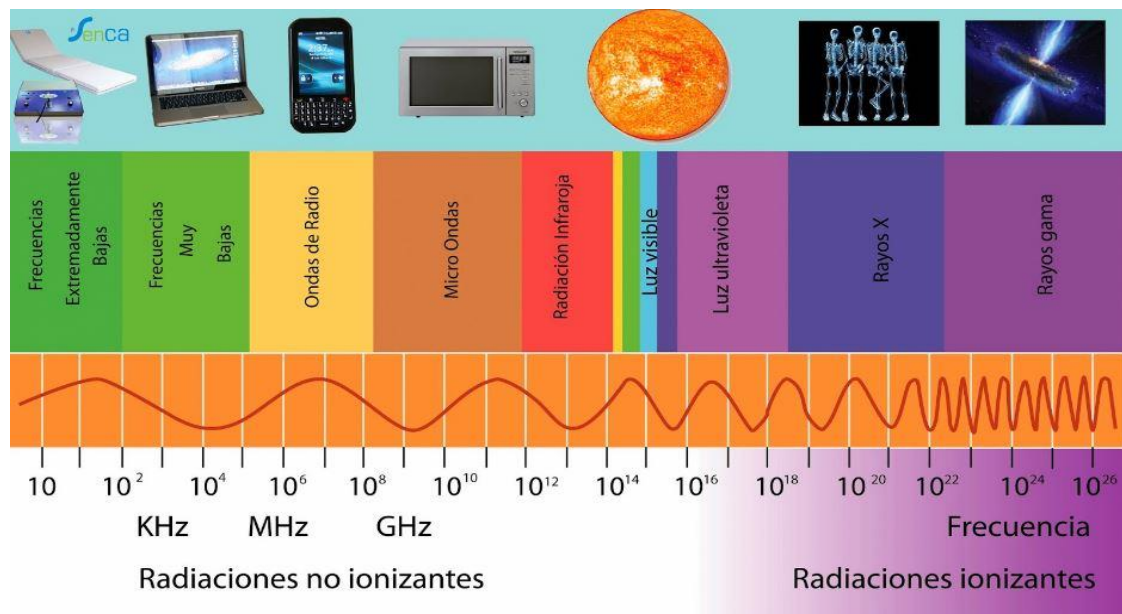


Figura 2: Representación de diferentes ondas electromagnéticas en función de lambda

3.2 Características luz láser

La elección de la luz láser para este tipo de terapia se debe a una serie de características que diferencian el haz de luz láser de cualquier otro tipo de onda electromagnética. El éxito de esta terapia, tanto en el alivio como en la total recuperación de las lesiones, depende de manera directa de dichas propiedades, las cuales se enumeran a continuación:

- Se trata de una **luz monocromática**. Al contrario, por ejemplo, que la luz solar, la cual cuenta con varias longitudes de onda, un haz de luz láser tiene una **única longitud de onda**, cuyo valor determinará el color de dicho haz. Esta cromaticidad dependerá en gran medida del material utilizado.

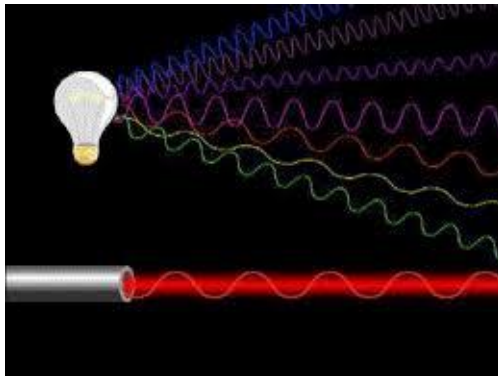


Figura 3: Diferencia de cromaticidad entre luz láser y luz blanca

- Desde el punto de vista físico, las ondas de un haz de luz láser se caracterizan por tener una cierta **coherencia**, esto significa que todos los fotones u ondas luminosas inciden con la **misma fase, amplitud y frecuencia** sobre la zona afectada. El hecho de encontrarse en fase da lugar a un **acoplamiento entre todas las ondas de luz** generadas por nuestro dispositivo láser.

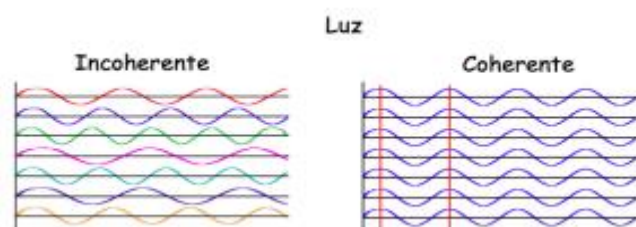


Figura 4: Diferencia entre luz coherente e incoherente

- Otra característica de gran importancia en el tratamiento de lesiones con este dispositivo es la **direccionalidad** de la luz láser, otorgándole a este tipo de luz el adjetivo de **colimada**. Esto implica que el haz de luz es capaz de alcanzar **grandes distancias sin divergir** en exceso, dicha cualidad es causa directa de la cavidad resonante y nos permite actuar sobre el área dañada sin entrar en contacto con zonas de alrededor, aumentando de este modo la seguridad de nuestro dispositivo.

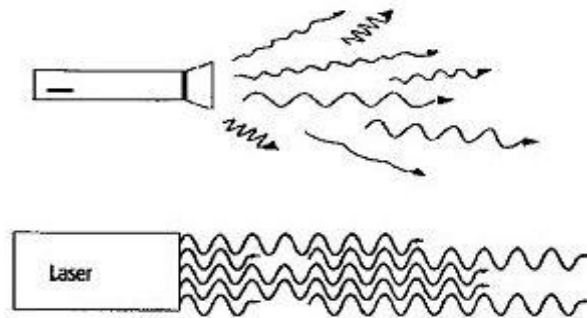


Figura 5: Direccionalidad en luz láser y en luz blanca

3.3 Principio de emisión

A nivel atómico la emisión de luz láser se produce debido a la **transición de electrones** en el interior del material que actúa como emisor, más específicamente, en el interior de sus átomos. Para simplificar la idea lo máximo posible vamos a centrarnos en un solo átomo compuesto por el núcleo, que a su vez estará formado por protones y neutrones (irrelevantes en el proceso de emisión), y electrones que se encontrarán orbitando alrededor de dicho núcleo [Figura 6].

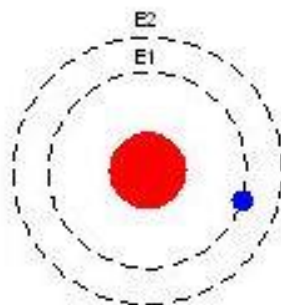


Figura 6: Representación simplificada de un átomo

En la figura 6 podemos apreciar dos órbitas (E1 y E2) entre las cuales se moverá el electrón. Es importante saber que cada una de estas órbitas supone un nivel de energía, siendo éste mayor a medida que nos alejamos del núcleo, es decir, la órbita E1 se encuentra en un nivel de energía inferior a E2.

Para explicar la emisión de luz láser vamos a suponer que el electrón se encuentra en un estado de mínima energía, el cual se conoce como **estado fundamental** [Figura 7].

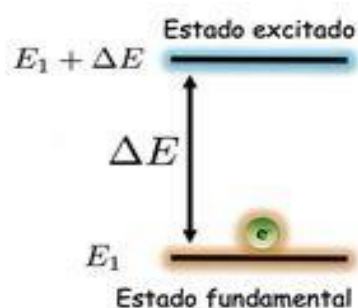


Figura 7: Representación de los posibles estados de un electrón

Partiendo de la situación planteada anteriormente se explican a continuación los cuatro procesos principales que están relacionados con la generación de luz:

Absorción

Cuando el **átomo absorbe algo de energía** ya sea eléctrica o producida por destellos luminosos, se produce la transición del electrón a su **estado excitado**, es decir, de mayor energía. El hecho de tratarse de órbitas cuantizadas limita la cantidad de ellas que pueden existir, por lo que la energía necesaria para que exista esta transición debe ser equivalente a la diferencia existente entre los niveles de energía por los que se mueve el electrón. Este proceso se conoce también como **bombeo de excitación** y se emplea actualmente en dispositivos como fotodiodos y células solares. Si la energía absorbida proviene de una radiación electromagnética se denomina **bombeo óptico**.

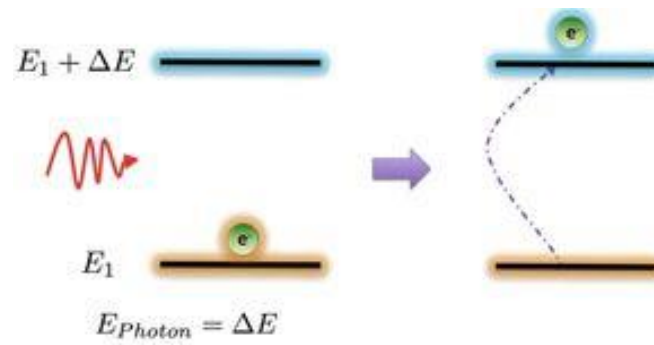


Figura 8: Proceso de absorción

Emisión espontánea

Tras un ciclo de bombeo de excitación, si el átomo no recibe más energía, el electrón tiende a regresar del estado de excitación en el que se encuentra al estado de mínima energía o estado fundamental. En este salto el átomo libera una cantidad de energía igual a la diferencia de nivel entre las órbitas, es decir, **libera toda la energía** que fue absorbida en el proceso anterior. La energía liberada se transmite en forma de fotón de energía. Este proceso se da en los dispositivos LEDs y la luz que se genera se considera incoherente, en otras palabras, tanto frecuencia como fase son aleatorias. Por otro lado, la luz sí que se encuentra en una zona concreta del espectro.

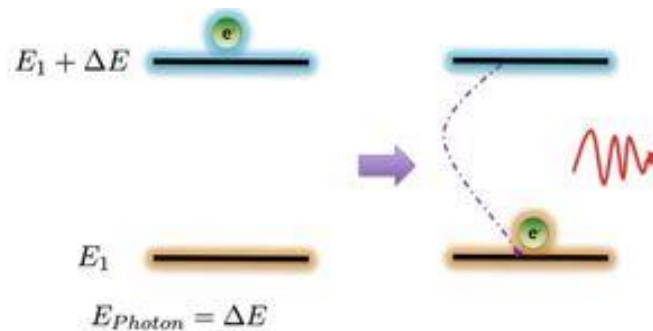


Figura 9: Proceso de emisión espontánea

Emisión estimulada

Por el contrario si tras un proceso de absorción, cuando el electrón se encuentra en un estado excitado, se aplica una determinada energía sobre el átomo (equivalente a la diferencia de energía entre las órbitas), se obtendrá como resultado un fotón con unas características idénticas al fotón de energía incidente (misma energía, longitud de onda y fase), todo gracias al proceso de **desexcitación**. En resumen, tras absorber una cantidad de energía el electrón volverá al estado fundamental generando esa misma cantidad. Gracias a la suma que se produce de las radiaciones existentes (la incidente y la creada por el átomo), el efecto que obtenemos es comparable al de amplificar la luz que ha dado lugar al proceso. La luz generada es coherente y por ello se emplea con el fin de generar luz láser.

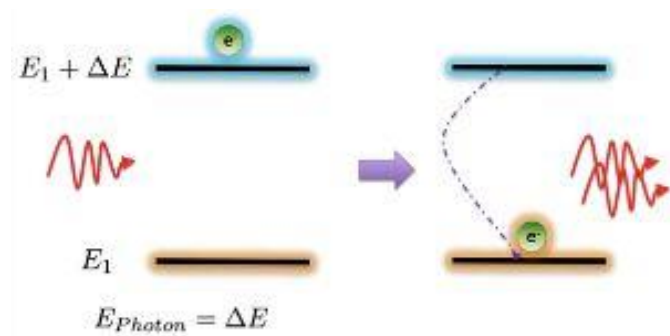


Figura 10: Proceso de emisión estimulada

Inversión de población

Existen ciertas sustancias que cuentan con una configuración electrónica muy concreta, la cual permite que tenga lugar un cuarto proceso conocido como inversión de población. Las características de dicha estructura son:

- La sustancia o compuesto debe tener mínimo 3 niveles de energía entre los cuales no exista mucha diferencia y que a medida que nos alejamos del núcleo cuenten con mayor energía. También es importante que una de las órbitas o niveles sea fácilmente alcanzable, es decir, los electrones de otros niveles tiene que poder transmitirse a dicho nivel sin mayor dificultad.
- Dos de los tres niveles que tendrá como mínimo nuestro compuesto deben estar relacionados por una probabilidad bastante elevada de transición de electrones debida a lo que conocemos como emisión espontánea

- Por último es necesario que el nivel intermedio pueda considerarse metaestable, esto significa que los electrones ya excitados que se encuentren en dicho nivel, tardarán más tiempo en desexcitarse y por lo tanto bajar a un nivel inferior.

El proceso de inversión de población tiene lugar en este nivel intermedio (metaestable), el cual cuenta con una cantidad de electrones superior a la existente en niveles inferiores. Gracias a ello la emisión estimulada típica de los electrones excitados se produce con mayor frecuencia dando lugar a una gran cantidad de fotones de luz coherente. Este último proceso es **la clave a la hora de generar luz láser**.

3.4 Estructura básica

Cualquier tipo de dispositivo láser cuenta con tres componentes fundamentales y de vital importancia a la hora de su fabricación:

Sistema de bombeo.

Tiene la labor de excitar el medio activo con el objetivo de generar las transiciones de los electrones que darán lugar al proceso de inversión de población necesario para conseguir un haz de luz láser sostenido. En función del medio activo que tenga el dispositivo, se emplearán diferentes fuentes para conseguir la excitación necesaria.

Cavidad resonante.

La radiación emitida por el sistema de bombeo genera dentro de esta cavidad ondas estacionarias debido a las múltiples reflexiones que sufre la luz en su interior, con cada una de las cuales y gracias a la emisión estimulada se amplifica dicha radiación hasta que finalmente se transmite. Dichas reflexiones se producen gracias a dos espejos:

- **Espejo perfecto:** refleja toda la luz que incide sobre él.
- **Espejo semitransparente:** tiene un coeficiente de reflexión muy elevado (refleja alrededor del 95% de la luz incidente), pero deja pasar parte de la radiación que finalmente será lo que consideramos el haz de luz láser.

Los espejos se consideran mecanismos de realimentación dado que gracias a las reflexiones que éstos generan, la luz atraviesa repetidamente el medio activo dando lugar a la emisión estimulada que originará el efecto amplificador deseado en un dispositivo láser.

A su vez, el espejo semitransparente se denomina también acoplador de salida, ya que es el encargado de permitir que una pequeña parte de la radiación generada se propague al exterior en lo que denominamos haz láser.

Medio activo.

Se trata de una sustancia con una determinada **configuración electrónica** y es el encargado de **producir el efecto de amplificación** de la luz. Pero para ello es necesario que existan más electrones en estado excitado que en estado fundamental, es decir, es necesaria la situación de inversión de población. Durante este proceso los electrones excitados que se encuentren en niveles de energía intermedios, permanecerán en ese estado durante más tiempo permitiendo así una emisión láser continua.

La configuración electrónica del material empleado determinará la frecuencia de dicha emisión láser, es decir, la longitud de onda que obtenemos a la salida dependerá directamente de la distancia entre los diferentes niveles de energía que conformen el medio activo del dispositivo.

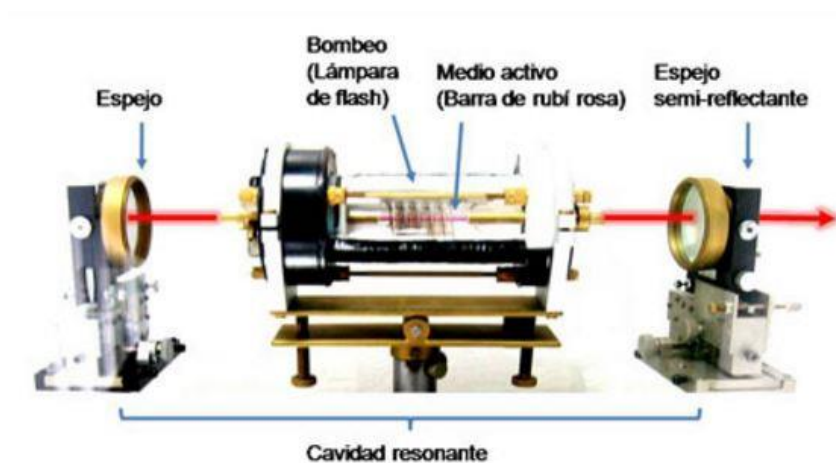


Figura 11: Componentes de un láser

3.5 Clasificación de dispositivos láser

Cuando hablamos de un dispositivo láser hablamos de un instrumento que cuenta con numerosas características o cualidades que lo hacen realmente útil en muchos campos de la sociedad actual. Gracias a dichas características se han conseguido establecer ciertos criterios con el fin de poder catalogar cada uno de los dispositivos y crear así una clasificación. A continuación enumeramos cuatro parámetros existentes en todos los dispositivos láser y que en función de los cuales podemos dividirlos en diferentes subtipos.

Un parámetro de gran importancia es el **medio activo** empleado a la hora de transmitir el haz de luz láser. En función de dicho medio podemos llegar a establecer hasta cuatro tipos distintos de dispositivo láser:

- **Sólidos:** emplean como medio activo un material no conductor cristalino o de vidrio y como fuente de bombeo o excitación se usa generalmente una lámpara estroboscópica. Al tratarse de una configuración electrónica de tipo cristalina, la emisión es monocromática con una longitud de onda que viene dada por las características de la lámpara que empleamos en el proceso de bombeo. Entre los ejemplos más utilizados cabe destacar el láser de rubí ($\lambda = 694.3 \text{ nm}$) y el láser Nd:YAG ($\lambda = 1064 \text{ nm}$).
- **Semiconductores:** el medio activo se compone de dos capas semiconductoras, una tipo p (disponen de huecos para recibir electrones) y otra tipo n (suministro de electrones). El funcionamiento se basa en la unión de estos dos materiales dando lugar a una transmisión de electrones de una capa a otra emitiendo así una cantidad de energía. En este tipo de dispositivos el haz de luz abarca un cierto rango de longitudes de onda y dispone de una forma rectangular además de una cierta divergencia angular superior a la de otros dispositivos. El ejemplo más conocido es el diodo láser de AsGa (arseniuro de galio) y emite con una longitud de onda entre 630 y 900 nm, pudiendo así emitir tanto en el rango visible (color rojo) como en el infrarrojo.

- **Líquidos:** son los dispositivos más complejos de fabricar pero permiten modificar la longitud de onda del haz emitido pudiendo llegar a emitir tanto en ultravioleta como en infrarrojo como en visible. Para crear el medio líquido se emplea una especie de tinte orgánico (principalmente Rodamina 6G) y un solvente líquido (alcohol metílico).
- **Gaseosos:** el medio activo se compone de uno o más gases y la excitación o bombeo consiste en un flujo eléctrico generado por una fuente de alta tensión. Existen numerosas posibilidades a la hora de combinar unos gases con otros y cada una de estas variantes tiene una longitud de onda diferente. Es indispensable que la mezcla de gases se encuentre a presión dentro de la cavidad o recipiente que lo contenga. El principal representante de esta clase es el láser de HeNe (Helio y Neón), el cual emite con una longitud de onda próxima a 632 nm.

El siguiente parámetro es el **tipo de emisión** láser. Como se ha explicado anteriormente para obtener el haz de luz láser es necesario excitar de algún modo los electrones de nuestro medio activo. Para ello contamos principalmente con dos técnicas:

- **Excitación eléctrica:** en este método se emplea la electricidad como medio para excitar los electrones y se suele ver en dispositivos láseres tanto gaseosos como semiconductores. Básicamente se genera una descarga eléctrica con el fin de dar lugar a una determinada corriente que circulará ya sea por el gas como por el material semiconductor empleado como medio activo.
- **Excitación óptica:** emplea como fuente una luz con potencia bastante elevada como por ejemplo lámparas de flash o incluso otro dispositivo láser. Este tipo de excitación podemos encontrarla sobre todo en los dispositivos láser líquidos y en algunos casos de láseres sólidos

Ambos modos de excitación pueden dar lugar a dos tipos de emisión diferentes:

- **Emisión continua¹:** los pulsos emitidos por el dispositivo se repiten con una frecuencia tan elevada que hace imposible distinguir uno del siguiente. La energía que proporciona este tipo de emisión viene caracterizada únicamente por la potencia de emisión, siendo ésta constante en el tiempo.
- **Emisión pulsada:** algunos dispositivos cuentan con cierta electrónica que les permite modificar las características de los pulsos emitidos con el fin de obtener la emisión pulsada. En este modo, los pulsos son fácilmente diferenciables y la energía transmitida viene dada por la relación de todas las características medibles del pulso como son la energía transmitida por cada uno de los pulsos, la frecuencia con la que se repiten y el ancho o duración de cada pulso. En función de estas características se pueden diferenciar ciertos modos de emisión:
 - Superpulsado: cada pulso transmite un poco más de energía superando así el máximo alcanzable por emisión continua.
 - Gainswitched: la fuente de bombeo se apaga durante periodos de tiempo muy cortos dando lugar a pulsos de menor duración.
 - Mode-locked: transmite pulsos de energía ultracortos (30 fs - 30 ps) que pueden alcanzar una potencia por encima de la media. Para ello emplea algún tipo de componente óptico, ya sea pasivo o activo.
 - Q-switched: modificando las pérdidas que se producen en la cavidad del resonador y, por lo tanto, su factor de calidad, se puede obtener un pulso con un pico de potencia muy elevado y una duración de nanosegundos.

¹Para poder considerar la emisión como continua es necesario que el tiempo de emisión sea superior a 0,25 segundos (duración del reflejo parpebral) según la normativa UNE EN 60825

Por otro lado está la **potencia de salida**, que quizás sea el parámetro más necesario conocer a la hora de emplear este tipo de utensilios, puesto que cada uno. Podemos encontrar tres tipos diferentes:

- **Baja potencia:** no se supera en ningún caso los 2 mW.
- **Media potencia:** el valor de la potencia de salida oscila entre 5 y 200 mW. Podemos encontrar dispositivos con esta potencia en tratamientos terapéuticos.
- **Alta potencia:** la potencia de salida se sitúa en valores superiores a 1 W. Se emplea sobre todo con fines quirúrgicos.

Por último cabe destacar la **longitud de onda**. Dicha característica nos permite catalogar los dispositivos láser en función del haz de luz que transmiten:

- **Visibles:** en general el rango visible supone longitudes de onda entre 390 y 750 nm, aunque existen algunos casos de personas capaces de ver en el rango de 380 hasta 780 nm.
- **Invisibles:** longitudes de onda superiores a los 780 nm.

4. Tecnología básica de diodo láser

El dispositivo que se plantea en este trabajo y que se emplea en la actualidad en tratamientos terapéuticos, cuenta con diodos a la hora de generar el haz de luz láser coherente. Los diodos láser surgieron gracias al estudio continuado de los diodos LED, a pesar de ello existen una gran diferencia entre ambas tecnologías dando lugar a usos bien diferenciados entre ambas. Algunas de las características principales de los diodos láser son:

- En primer lugar, se trata de un material de **bajo coste** y **abundante** en el mercado, comparado con otros componentes electrónicos, lo que lo hace bastante fácil de conseguir.
- Disponen de una **alta eficiencia**, no requieren una gran cantidad de corriente para generar un haz de luz láser. Además no se caracterizan por un alto consumo de energía, llegando a poder funcionar con una pequeña batería.
- Son más **pequeños y ligeros** que otros dispositivos láser.
- Se trata de **dispositivos muy precisos** permitiendo su uso en labores tan delicadas como cirugía ocular o dental.
- Por último, la luz coherente que emiten es fácilmente modulable con el fin de emplear esta tecnología en el campo de las comunicaciones, aumentando así su catálogo de aplicaciones.



Figura 12: Diodo láser

4.1 Estructura de un diodo láser

Los diodos láser se encuentran en la categoría de semiconductores, es decir, emplean como medio activo un material semiconductor. Dichos materiales se caracterizan por ser completamente aislantes, cuando las temperaturas son mínimas, y por convertirse en muy buenos conductores cuando se eleva la temperatura. Los materiales semiconductores pueden dividirse en intrínsecos (compuesto por un único elemento químico, normalmente germanio o silicio) y extrínsecos, siendo este último el que se utilice en la construcción de los diodos láser.

En la figura 13 se muestra la composición de un material semiconductor intrínseco donde se puede apreciar una red cristalina formada por enlaces covalentes, los cuales requieren que cada uno de los átomos cuente con cuatro electrones en el último nivel de energía, o lo que es lo mismo, que sean elementos de valencia 4.

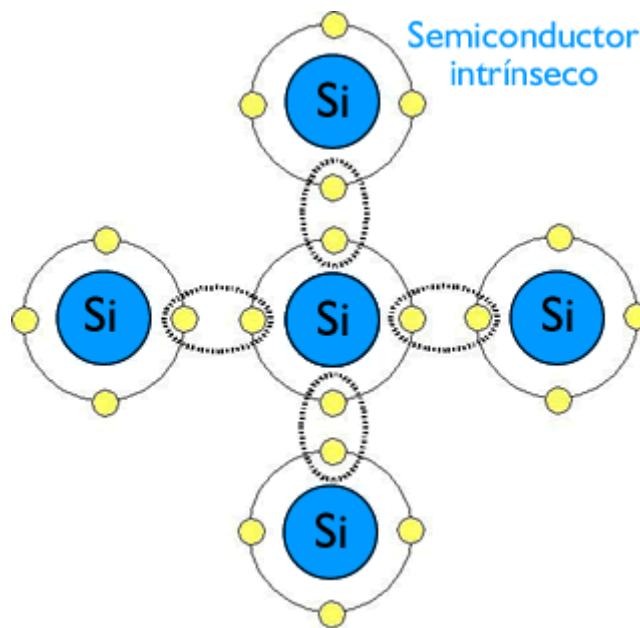


Figura 13: Estructura de un semiconductor intrínseco

Para obtener un material semiconductor extrínseco es necesario someter a dicho material a un proceso de impurificación, conocido como **dopaje**, con el objetivo de mejorar las propiedades eléctricas del material (conductividad).

El proceso de dopaje estriba en inyectar átomos de un determinado elemento en el interior de un material semiconductor intrínseco, de este modo conseguimos la unión p-n en la que se basa el funcionamiento de los diodos láser. En función del elemento que empleemos durante el proceso de dopaje podemos obtener dos tipos de semiconductor extrínseco:

- **Tipo P:** inyectar elementos con tres electrones de valencia, en lugar de los cuatro que podemos ver en los semiconductores intrínsecos, da lugar a una red cristalina en la que se acusa una falta de electrones. Desde el punto de vista energético esto supone un hueco o vacancia positiva la cual aceptará electrones situados fuera de dicha red cristalina. Algunos de los elementos trivalentes que se utilizan con este objetivo son el Boro (B) o el Galio (Ga).

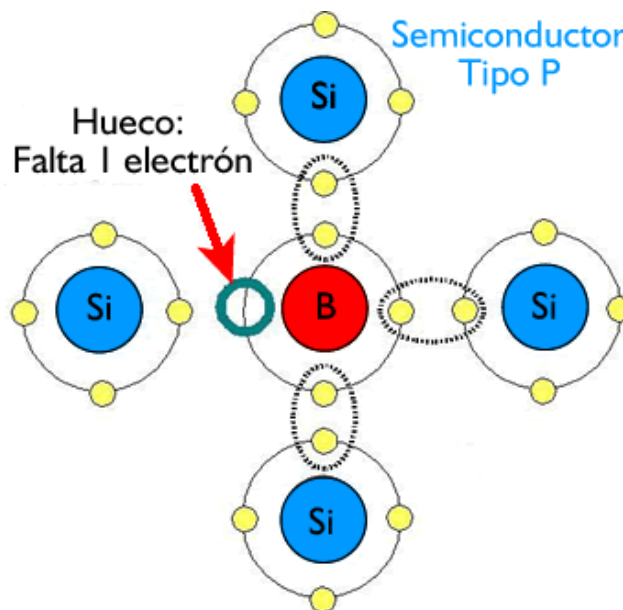


Figura 14: Estructura de un semiconductor extrínseco tipo P

- **Tipo N:** cuando la unión se realiza inyectando elementos de valencia cinco, el enlace se genera con un exceso de electrones, quedando un electrón libre como se puede apreciar en la figura 15. Dicho electrón se podrá mover con total libertad por toda la red cristalina mejorando la conductividad del enlace. Algunos ejemplos de átomos que podemos emplear con esta finalidad son el antimonio (Sb) o el arsénico (As).

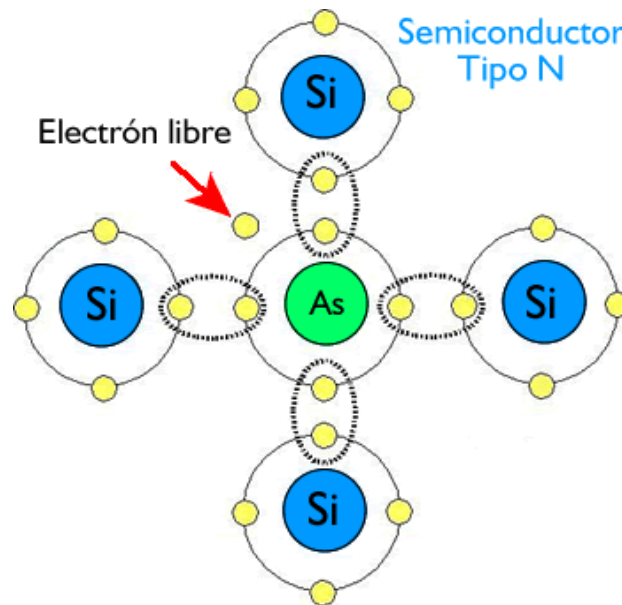


Figura 15: Estructura de un semiconductor extrínseco tipo N

Una vez se finaliza todo el proceso de dopaje, se unen ambos tipos de semiconductores dando lugar a lo que conocemos como **unión o juntura p-n** por la que se rige el funcionamiento de los diodos láser. Existen numerosas posibilidades a la hora de realizar dicho enlace entre las cuales destacan:

- **Homounión:** se trata de la unión utilizada en los primeros dispositivos láser de semiconductor y consiste en juntar regiones p y n de un **mismo material**. El resonador o cavidad, necesaria a la hora de generar una cierta realimentación que dé lugar al haz de luz láser, se obtiene gracias a dos espejos semitransparentes.

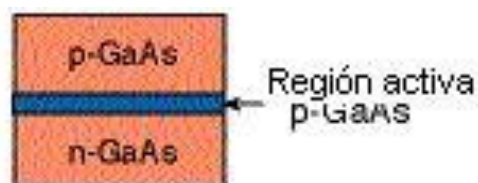


Figura 16: Homoestructura

- **Heterounión:** con este enlace se busca generar una **guía de onda**. Para ello se reduce el tamaño de la zona activa y además se rodea dicha zona con dos materiales químicamente distintos (normalmente GaAlAs y GaAs). La región donde tiene lugar la inversión de población en se encuentra recubierta por un material con mayor gap^2 y menor índice de refracción, esta zona se conoce como **cladding** (zona de recubrimiento). La composición química de dichos materiales da lugar a dos situaciones necesarias a la hora de obtener el haz de luz láser:
 - Confinamiento de portadores, debido a las diferencias energéticas que podemos encontrar entre un material y otro.
 - Confinamiento de fotones, gracias a las diferencias existentes en los índices de refracción de la zona de recubrimiento y la zona activa. Se obtiene la guía de onda.

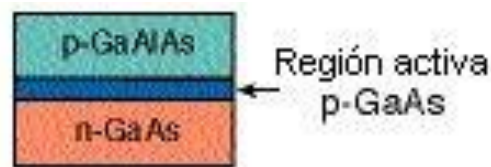


Figura 17: Heteroestructura

Algunas de las otras posibles estructuras que podemos encontrar son:

- **Doble heterounión:** el almacenamiento de fotones en la zona activa se considera adecuado para las dos caras del plano perpendicular, a diferencia de la heterounión simple, donde el confinamiento solo es bueno en una de las caras.

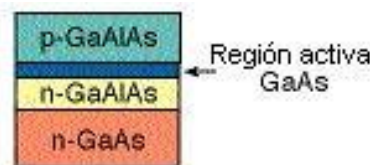


Figura 18: Doble heteroestructura

²gap: diferencia de nivel energético entre la banda de conducción y la banda de valencia.

- **Línea basada en la ganancia:** su construcción es la más simple, pero dada la inexistencia de ningún tipo de guía en la zona activa obtenemos lo que se conoce como *spreading* (corriente esparcida) dando lugar a un haz de luz inestable.

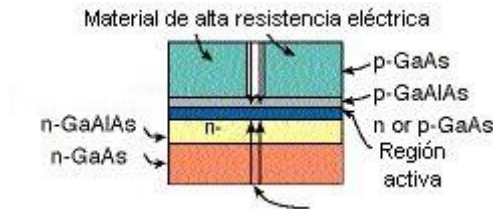


Figura 19: Estructura basada en ganancia

- **Heterounión enterrada:** otorgan los mejores resultados pero como contrapartida cuentan con la fabricación más compleja

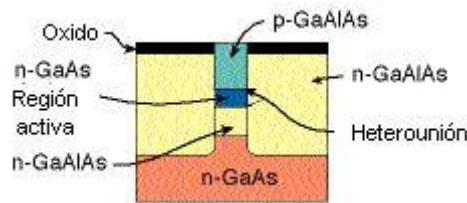


Figura 20: Estructura basada en índices de refracción

4.2 Configuración electrónica

Para entender el funcionamiento de estos dispositivos, es necesario conocer la distribución energética de la estructura formada por los materiales semiconductores. En primer lugar tenemos una disposición en bandas, entre las que se moverán los electrones generando los fotones necesarios para la emisión de luz. Dichas bandas se encuentran separadas por una brecha de energía (gap) que será mayor en función del tipo de material que empleemos (Aislante>Semiconductor>Conductor). La configuración de un material semiconductor, que no ha sido sometido al proceso de dopaje, es la siguiente:

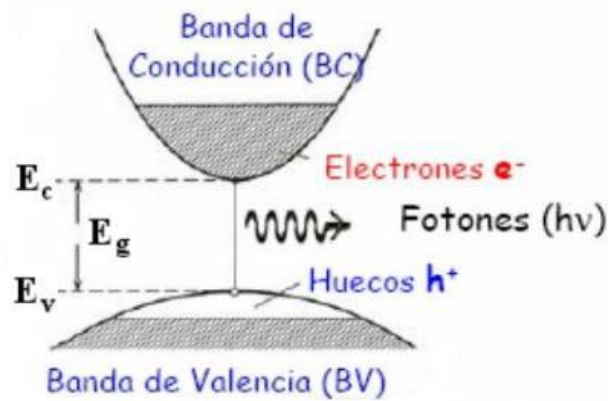


Figura 21: Representación energética

Tras el proceso de dopaje, obtenemos las regiones tipo p y tipo n cada una con una estructura similar a la anterior. Además, como se explicó anteriormente, en la región tipo p abundan los huecos mientras que en la tipo n son los electrones los que se encuentran en superioridad.

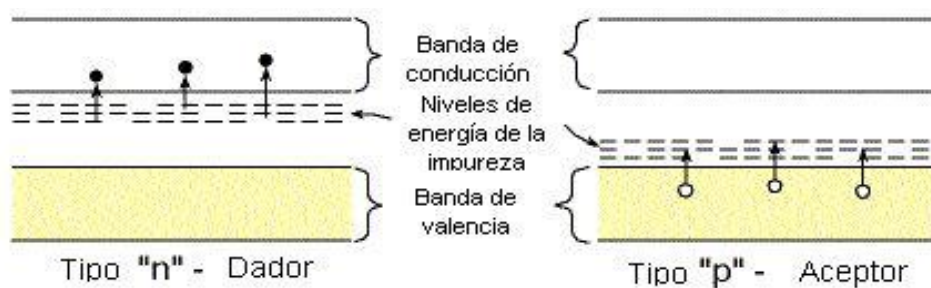


Figura 22: Configuración electrónica de unión p-n

4.3 Principio de emisión

Con el objetivo de obtener la emisión de luz, aplicamos un determinado voltaje a la unión. Con ello conseguimos que los electrones que se encuentran en exceso en la banda de conducción de la región "n" se transmitan a la banda de valencia de la región "p" donde ocuparán los huecos existentes, dando lugar a un suceso conocido como **proceso de recombinación** del que obtenemos como resultado la emisión de fotones. Debido a la cavidad resonante, y a la amplificación que ésta produce, tiene lugar un proceso análogo a la emisión estimulada de otros tipos de láseres. El voltaje puede aplicarse de dos maneras diferentes:

- **Polarizado hacia delante.**
 - La conexión se realiza uniendo la región “n” con el polo negativo y la región “p” con el positivo.
 - El voltaje debe aplicarse de este modo si se desea obtener emisión láser.
- **Polarizado inverso.**
 - Se conecta el polo positivo a la región “n” y el negativo a la región “p”.
 - Dicha conexión provoca el aumento del potencial energético entre las dos regiones dificultando, e incluso eliminando, la posibilidad de transmitir electrones de una región a otra, y por lo tanto, la emisión de fotones.

4.4 Perfil de radiación de un diodo láser

Este tipo de uniones genera una radiación altamente asimétrica (forma elíptica). Encontramos una mayor divergencia del haz en la dirección perpendicular a la unión donde se pueden alcanzar hasta los 50° de ancho. Sin embargo, en la dirección paralela a la unión, el valor máximo de dicho ancho no suele superar los 15° .

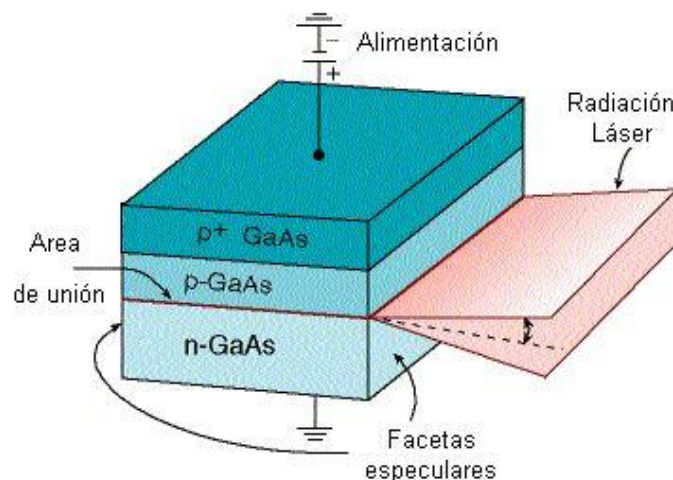


Figura 23: Radiación láser

5. Terapia láser de baja potencia

La terapia de láser frío, o de baja potencia, tuvo su origen en 1967, cuando un estudiante de la Universidad de Semmelweis, **Endre Mester**, utilizó un grupo de ratones con cáncer de piel para realizar sobre ellos una serie de experimentos con el fin de poder observar los efectos que tiene el láser de baja potencia en esta enfermedad. Tras el tratamiento pudo apreciar cómo el grupo que había recibido la terapia había experimentado un crecimiento del cabello mucho mayor que el grupo contrario, dejando muestra de la efectividad de este tipo de terapia en la reactivación de ciertos procesos en el interior de las células de nuestro organismo.

A lo largo de los últimos años, **la tecnología láser ha ido aumentando su presencia** en la medicina moderna, aplicándose en una gran cantidad de ramas, como pueden ser la oftalmología, dermatología o incluso en algunas cirugías. Este hecho se debe en gran parte al radio de acción de un haz láser, siendo éste muy selectivo, permitiendo así **actuar de manera precisa** sobre la lesión **reduciendo al mínimo los daños** infringidos sobre los tejidos adyacentes.

La **terapia láser de baja potencia**, también denominada por sus siglas en inglés **LLLT (Low Level Laser Therapy)**, consiste en aplicar un haz de luz láser sobre cualquier zona del cuerpo afectada por una patología ya sea osteoarticular, muscular, tendinosa o ligamentosa, con el fin de estimular la regeneración del tejido, disminuir el posible hinchazón y hacer desaparecer el dolor. Esta terapia emplea **dispositivos láser de clase 3B** según la normativa UNE EN 60825, actualizada por última vez en el 2015.

En algunos estudios encontramos que se habla de esta terapia bajo el nombre de **terapia de láser frío**. Esto se debe únicamente al hecho de que la potencia transmitida por el dispositivo láser empleado es tan baja que no llega a producir ninguna reacción térmica, siempre y cuando el tiempo de irradiación se encuentre entre unos límites, es por ello que, a diferencia de otros tratamientos médicos que emplean luz láser, el éxito de la terapia no se debe a la aplicación de calor sobre la zona dañada, si no que se trata de un mecanismo algo más complicado y que hoy en día sigue sin conocerse en su totalidad, generando escepticismo en algunos casos, pero que cada vez son más los estudios que verifican la validez de este tratamiento.

5.1 Fundamentos biológicos

La célula es la base de todo organismo vivo, siendo el elemento más pequeño del cuerpo humano, con autonomía a la hora de desarrollar sus diferentes funciones. Dependiendo de su estructura podemos encontrar células **procariotas** y **eucariotas**. Dentro de esta distinción podemos afirmar que la célula eucariota tiene una complejidad mucho mayor. Su principal característica es su **núcleo bien diferenciado** gracias a una membrana nuclear que lo separa del citoplasma, el cual cuenta con un amplio número de orgánulos celulares.

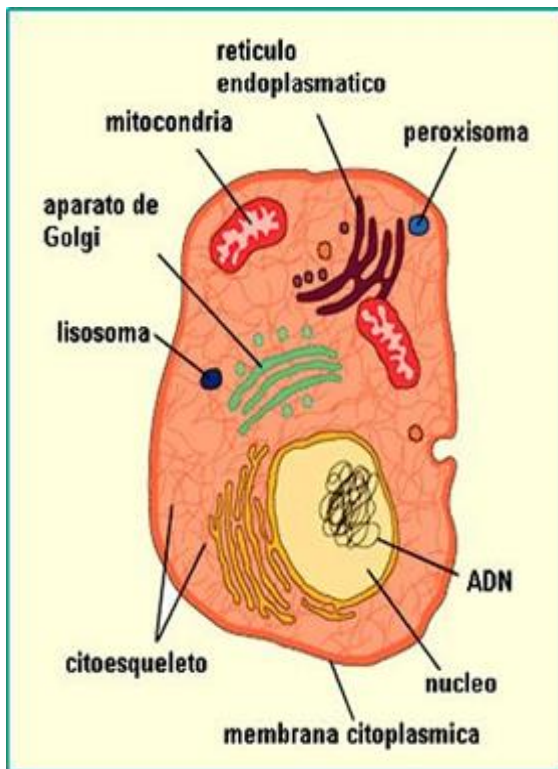


Figura 24: Organización interna de la célula

Cada uno de estos orgánulos cuenta con una función necesaria para el buen desarrollo de nuestro organismo. Debido a la labor desempeñada en el interior de la célula, podemos asegurar que uno de los orgánulos de mayor importancia es la **mitocondria**.

A partir de la **oxidación** o **extracción de electrones** de ciertos nutrientes, como pueden ser los denominados carburantes metabólicos (glucosa, ácidos grasos y aminoácidos), la mitocondria se ve envuelta en un **proceso exergónico** que da como resultado una gran cantidad de energía.

Una parte de dicha energía tendrá como objetivo iniciar un proceso de **fosforilación** de las moléculas ADP, dando lugar a una molécula de gran relevancia en el transporte de energía en el interior de las células, el **ATP** o **adenosina trifosfato**.

Dicha fosforilación puede tener lugar a nivel enzimático (**fosforilación a nivel de sustrato**), pero el uso más eficiente para la energía liberada por los procesos mitocondriales estriba en suministrar los electrones, procedentes del proceso de oxidación, a la cadena de transporte existente en toda célula, en lo que conocemos como respiración celular. Dichos electrones, mediante el movimiento en el interior de

la cadena de transporte, generan la energía que da lugar a la molécula ATP. Por otro lado, se encargan de reducir la cantidad de oxígeno con el objetivo de crear moléculas de agua. Todo este proceso se denomina **fosforilación oxidativa**.

El **ATP** es la molécula encargada tanto del **transporte** como de la posterior **liberación de energía** necesaria para los diversos procesos químicos enzimáticos que se dan en el interior de las células. Entre otras muchas funciones, el ATP controlará la **respuesta fisiológica** del organismo ante los posibles traumas o lesiones que pueda sufrir nuestro aparato locomotor. Esta última función es de gran interés a la hora de estudiar el uso de dispositivos láser de baja potencia en tratamientos fisioterapéuticos.

Existen numerosos agentes que pueden dar lugar a una lesión celular, algunos de los cuales se nombran a continuación:

- **Hipoxia** provocada por una insuficiencia cardiorespiratoria.
- **Agentes físicos**, como puede ser el caso de traumatismos o exposición a unas temperaturas extremas.
- También pueden tener su origen en la propia **genética** de la persona.
- **Problemas alimenticios** que originen la falta de algunos de los nutrientes más importantes como por ejemplo vitaminas o proteínas.
- Por último, el propio **envejecimiento** es una de las principales causas de lesión celular.

En algunos casos la lesión celular puede llegar a provocar daños de mayor gravedad tachando dicha lesión de **irreversible**, llegando a originar la muerte de la célula, ya sea por **necrosis** como **apoptosis**. Pero en este trabajo nos centraremos las lesiones que sí tienen tratamiento, conocidas como reversibles.

Para empezar es importante conocer los efectos que tienen lugar en nuestro organismo cada vez que nuestro cuerpo sufre una lesión celular, provocada por cualquiera de las causas citadas anteriormente. A nivel celular podemos hablar de tres características:

- El proceso de fosforilación oxidativa se ve claramente reducido originando una cantidad de energía inferior.

- La producción de moléculas ATP disminuye drásticamente, provocando una reacción en cadena muy negativa desde el punto de vista de la rehabilitación, ya que las células dañadas recibirán una cantidad de energía mucho menor a la que realmente necesitan, retrasando de este modo cualquier tipo de recuperación.
- Por último, aparece un ligero hinchazón en la célula conocido como **tumefacción**. Éste viene provocado de manera indirecta por la reducción del proceso de oxidación oxidativa, ya que el número de electrones desplazados durante este proceso también disminuye dando lugar a cambios en la concentración de elementos iónicos que desembocan en la nombrada tumefacción.

Como su propio nombre indica, las lesiones reversibles pueden desaparecer si se consigue eliminar o contrarrestar el estímulo que las ha provocado. Se han realizado numerosos estudios sobre el uso de luz láser de baja potencia con el fin de revertir este daño, obteniendo unos resultados bastante positivos.

Para obtener los objetivos esperados es necesario seguir una serie de reglas de las que hablaremos en mayor medida más adelante. Algunos de los términos de mayor importancia en el campo de la terapia láser son:

- **Frecuencia o longitud de onda** seleccionada correctamente.
- **Dosificación**, donde podemos hablar de tres parámetros:
 - Densidad de potencia suministrada.
 - Tiempo de exposición.
 - Densidad de energía absorbida.

Esta terapia, a pesar de emplear luz láser, no consiste en generar un efecto térmico para contrarrestar todos los problemas citados anteriormente, sino que se trata de un proceso de fotobiomodulación mediante el cual se reactivan las células dañadas de modo que las mitocondrias vuelvan a los niveles habituales de producción de ATP haciendo que todo se equilibre y regrese a la normalidad con mayor rapidez.

5.2 Efectos de la terapia láser

- **Efecto biológico**

- En este sector encontramos mayoritariamente los cambios que podemos apreciar visualmente, una vez que se han recibido algunas sesiones de la terapia. Alguno de los cambios más significativos son:
 - La **reducción de hinchazones** o la **desaparición de edemas**. Esto ocurre gracias al **estímulo** que supone la terapia tanto **sobre el flujo sanguíneo** como **sobre el sistema linfático**. En primer lugar, el aumento de velocidad que produce sobre el flujo sanguíneo da lugar a una más efectiva eliminación de líquidos en la zona donde se encuentra la hinchazón. Por otro lado, el organismo reacciona ensanchando los vasos linfáticos permitiendo así eliminar todas las impurezas que provocan los edemas.
 - La **cicatrización de las posibles heridas** a tratar gracias a una mayor cantidad de colágeno producido por nuestro organismo.
- Además, la terapia tiene un efecto similar al de un **analgésico** contra el dolor.

- **Efecto fotoquímico**

- Estamos posiblemente ante el efecto **más importante y necesario** para obtener resultados positivos con la terapia. Cuando una célula resulta dañada ya sea por una infección, lesión o por la propia degeneración de la célula durante un tiempo, las mitocondrias reaccionan produciendo óxido nítrico. Dicho proceso desemboca en la reducción de enzima ATP lo que termina conduciendo a la acumulación de oxígeno y al conocido estrés oxidativo.
- El estrés oxidativo podemos encontrarlo en procesos inflamatorios y si no se trata, da lugar a la muerte celular.
- La aplicación de una cierta dosis de láser frío o de baja potencia (con la densidad de energía y la longitud de onda correctas) estimula las mitocondrias del interior de las células dando lugar a una **mayor producción de la enzima ATP**, esencial para el transporte de energía. Gracias a la mayor cantidad disponible de esta enzima, las células pueden hacerse con nutrientes de una manera más rápida reduciendo así dicho estrés oxidativo y dando lugar a una recuperación más temprana.
- Otros procesos que podemos observar, dentro del efecto bioquímico, son:
 - Liberación de histamina, serotonina y bradicinina.
 - Síntesis tanto de ADN como de algunas proteínas y enzimas.

- **Efecto fototérmico**

- Los elementos fotosensibles de la célula reaccionan, ante ciertas longitudes de onda, liberando una cantidad de energía. Por ello se considera un proceso fotoenergético.

- **Efecto fotoeléctrico**

- La dosis de luz láser recibida da lugar al movimiento del flujo de electrones en el interior de la célula.

5.3 Factores importantes dentro de la LLLT

Como cualquier otro tipo de medicación, la terapia láser de bajo nivel cuenta, por un lado con unas **pautas médicas** a seguir, como son los **parámetros de irradiación** (longitud de onda, irradiancia, estructura del pulso), y por otro lado con la **dosis** o **tiempo de irradiación**.

Dichos **parámetros de irradiación son intrínsecos de la fuente**, y por eso es necesario que el dispositivo utilizado durante la terapia tenga dichos parámetros bien especificados, ya sea en el dorso o en un manual, con el mero objetivo de conseguir que la persona encargada de realizar la terapia tenga a su alcance todos los conocimientos necesarios sobre el dispositivo que se va a emplear. A continuación se enumeran todos los parámetros que es indispensable conocer a la hora de realizar este tipo de terapia:

- **Longitud de onda**

- Un haz de luz láser se trata de una onda electromagnética y como tal, cuenta con una longitud de onda que determinará la frecuencia y la visibilidad de dicha onda, además de tratarse de un parámetro importante del que dependerá la capacidad de penetración de nuestro haz de luz.

- La unidad de medida es nanómetros [nm] y en función de este parámetro podemos dividir la luz en tres tipos:
 - **Ultravioleta: <390 nm**
 - **Visible: 390 nm><750 nm**
 - **Infrarroja: >750 nm**
- Como se ha comentado anteriormente, la longitud de onda afectará a la penetración que podemos conseguir con el haz láser. Esto ocurre porque cada material, sustancia o tejido posee unas cualidades ópticas propias que lo hacen diferente a la hora de verse traspasado por la luz, es decir, para una misma longitud de onda, existen materiales que absorben más cantidad de energía que otros. Por ello es importante seleccionar correctamente el valor de la longitud de onda con el fin de conseguir llegar a las células dañadas.
- La piel se compone, desde el punto de vista biológico, de tres capas: **epidermis, dermis y el tejido subcutáneo**. Con diferente distribución en cada una de ellas, podemos encontrarnos principalmente con vénulas, capilares y arteriolas. Estos tres elementos son conductos por los que circulará la **sangre** por todo nuestro cuerpo, teniendo cada uno de ellos, al igual que la propia sangre, unas **propiedades ópticas** que influyen a la hora de absorber parte de la luz. Además, en el cuerpo humano podemos encontrar grandes cantidades de **agua**, así como de **melanina**, siendo dos sustancias con coeficientes de absorción distintos. A continuación se aporta una gráfica en la que podemos encontrar una aproximación del coeficiente de absorción de cada una de las sustancias que tendrá que superar el haz de luz láser junto con cómo afectan las variaciones de longitud de onda a dicho coeficiente.

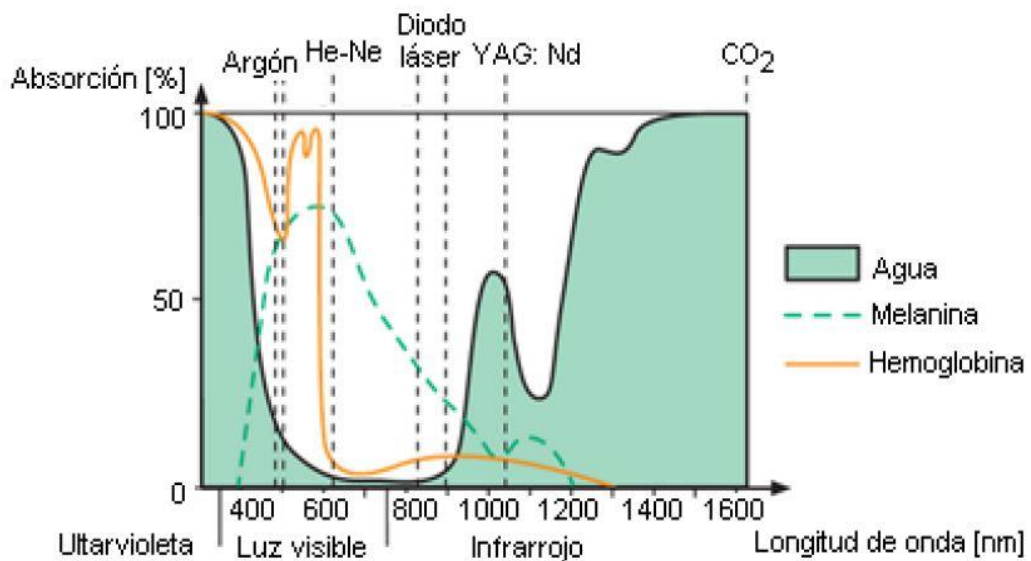


Figura 25: Coeficientes de absorción en función de la longitud de onda

- En la figura 25 podemos apreciar que el valor del coeficiente de absorción es mucho menor en el intervalo de longitudes de onda que va desde 600 nm hasta 1300 nm aproximadamente, donde se encuentran los mínimos de dos sustancias como la melanina y la hemoglobina. Este intervalo se conoce como **ventana óptica**.
- Como conclusión se obtiene que la longitud de onda debe estar dentro de dicha ventana óptica si se desea alcanzar la **máxima penetración o MED (Maximum Effective Depth)**. A continuación se muestran los resultados de un estudio realizado en el Centro Wellman para fotomedicina, donde podemos observar la distancia de penetración que se puede conseguir con diferentes longitudes de onda.

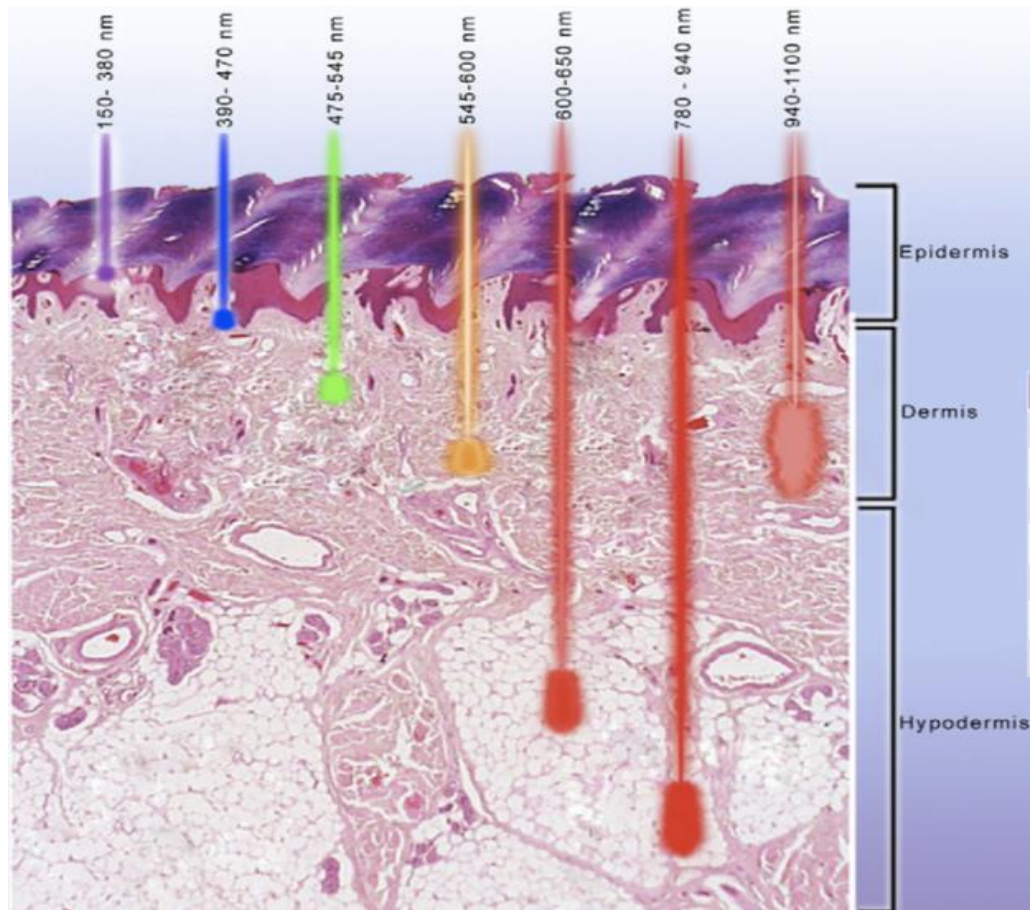


Figura 26: Penetración de la luz por capas de la piel

- Como se puede apreciar en la figura 26, el rango de longitudes de onda entre 780 y 940 nm alcanza la máxima distancia de penetración, dicho rango pertenece a la **luz infrarroja** dentro del espectro electromagnético. Un dispositivo láser semiconductor que emplea diodos de AsGa es capaz de emitir luz con una longitud de onda centrada en dicho rango, permitiendo alcanzar en ocasiones una penetración de 35 mm.
- Entre los inconvenientes de emplear luz infrarroja para la terapia, nos encontramos con un cierto ángulo de dispersión en el haz.

- **Irradiancia**

- Se emplea para definir la potencia generada por una radiación electromagnética sobre una superficie, también se conoce como **densidad de potencia**. Para la terapia láser de baja potencia y con el fin de aplicar la dosis de manera correcta, es importante conocer la fórmula que nos permite calcular este parámetro:

$$\text{➤ (2) Irradiancia } \left[\frac{W}{m^2} \right] = \text{Potencia [W]} / \text{Superficie [m}^2\text{]}$$

- A pesar de que el sistema de internacional de medida dictamina que las unidades de área son los metros cuadrados, dadas las circunstancias y teniendo en cuenta las pequeñas superficies que se tratan en este tipo de terapias, así como las potencias transmitidas por los dispositivos que se utilizan, en este trabajo la unidad empleada será mW/cm².

- **Estructura del pulso**

- En los tratamientos de láser de baja potencia se emplean generalmente dos tipos de emisión diferentes. Para realizar la terapia de manera correcta debemos conocer bien la potencia que genera nuestro dispositivo. Cada estructura de pulso cuenta con un método propio para calcularla:

- **Continuada:** El valor de la potencia del pulso será el que indique el dispositivo.

- **Pulsada:** En este caso el valor de potencia que nos interesa será el promedio y deberá obtenerse en función de tres parámetros:

- **Potencia de pico [W].** La encontraremos especificada en el dispositivo.
- **Duración o anchura del pulso [s].**
- **Frecuencia del pulso [Hz].**

- La fórmula final es:

$$(3) \text{ Potencia promedio} \\ = \text{Potencia de pico} * \text{Anchura del pulso} * \text{Frecuencia del pulso}$$

- O lo que es lo mismo:

$$(4) \text{ Potencia promedio} = \text{Potencia de pico} * \text{Ciclo de trabajo del pulso}$$

- En este trabajo se emplea un láser semiconductor que emplea diodos para generar el haz de luz. Debido al pequeño tamaño del diodo, existe el riesgo de sobrecalentar el dispositivo llegando a fundir dicho diodo, para evitarlo la emisión se realizará de manera pulsada.

Por otro lado, los conocimientos sobre la dosis o el tiempo de irradiación deben aprenderse a través de un estudio previo y una preparación. Antes de seleccionar cuánto tiempo se va aplicar la radiación láser, es necesario realizar un estudio de la persona a tratar, ya que existen una serie de parámetros que influyen de un modo u otro en la capacidad del dispositivo láser para obtener los resultados deseados.

Establecer una longitud de onda fija para tratar a todos los pacientes no es conveniente y puede no aportar los resultados esperados. Esto ocurre gracias a que la piel de cada persona tiene unas características únicas que pueden influir en alguno de los parámetros de la terapia láser como es la capacidad de penetración del haz de luz. En la capa más superficial de la piel, la epidermis, encontramos la melanina, la cual será mayor a medida que el tono de la piel sea más oscuro (mayor pigmentación).

Dicha pigmentación viene dada por una cantidad de melanina, haciendo que la absorción de luz, por parte de esta capa de la piel, sea mucho mayor cuando se trata de un piel más oscura, lo cual da lugar a una penetración menor. Relacionado con este tema podemos encontrar un estudio que realiza una comparativa de la capacidad de penetración de un haz láser entre personas caucásicas, asiáticas y afroamericanas.

Los resultados de dicho estudio se muestran a continuación:

Zona	Caucásico		Asiático		Afroamericano	
	Palma	Vda.	Palma	Vda.	Palma	Vda.
μ_a (cm ⁻¹)	0,60 ± 0,07	0,57 ± 0,1	0,60 ± 0,07	0,60 ± 0,04	0,83 ± 0,2	1,5 ± 0,5
μ'_s (cm ⁻¹)	15,2 ± 0,8	16 ± 1	16,5 ± 0,5	18 ± 1	14 ± 2	13 ± 2
R_d (%)	39,4	41,3	41,4	42,3	33,2	23,4
A (%)	57,4	55,5	55,6	54,6	63,4	73,8
T (%)	0,5	0,4	0,03	0,2	0,2	0,0
δ (mm)	1,88 ± 0,12	1,88 ± 0,2	1,80 ± 0,11	1,73 ± 0,08	1,65 ± 0,2	1,25 ± 0,08
rlm (mm)	0,64 ± 0,03	0,60 ± 0,04	0,57 ± 0,02	0,54 ± 0,03	0,67 ± 0,09	0,69 ± 0,09

Coefficientes de absorción, μ_a , y de esparcimiento reducido, μ'_s , empleados en la simulación^{9,26}.
 A : absorción total; δ : longitud de penetración; R_d : reflectancia difusa; rlm : recorrido libre medio; Vda: volar del antebrazo.

Figura 27: Resultados del estudio [14]

Además de las propiedades de la piel, que no pueden cambiarse y hay que adaptar la terapia en función de cada persona, es necesario asegurarse de que la piel en la zona que se va a tratar esté libre de grasa y cualquier otro tipo de suciedad que pueda afectar el coeficiente de reflexión reduciendo así la cantidad de energía capaz de traspasar y alcanzar la profundidad necesaria. Para ello se debe **limpiar y desinfectar** previamente dicha zona.

5.4 Dosificación

Teniendo en cuenta lo citado anteriormente, se procede a establecer la dosis que se aplicará al paciente. El estudio de la dosimetría nos aporta información acerca del tiempo que debe incidir el haz de luz láser sobre una determinada superficie para considerar una cierta energía entregada. La efectividad de la terapia láser de baja potencia reside en la cantidad de energía que se transmite a la zona dañada y en la profundidad de penetración que alcanza dicha energía.

Para poder calcular la densidad de energía que recibe la zona expuesta hay que tener en cuenta dos factores:

- **Densidad de potencia o irradiancia**
 - Dado que para calcular dicho parámetro entra en juego la superficie sobre la que irradiamos, adquiere importancia el hecho de conocer la forma exacta del haz de luz generado por nuestro dispositivo, ya que de él dependerá el valor de dicha superficie.

- Siempre será conveniente que el área de acción sea lo más pequeño posible, de lo contrario será necesario aplicar energía sobre un mayor número de puntos.
- Gracias al estudio de esta terapia se ha podido estimar un límite para este factor por debajo del cual el paciente no sufre ningún daño apreciable en los diferentes tejidos. Dicho límite se encuentra en 200 mW/cm².
- A modo de ejemplo, ante la siguiente situación, el segundo haz tiene un área efectiva menor que el primer haz, por lo que la potencia transmitida por el dispositivo se repartirá sobre una superficie más pequeña dando lugar a una densidad de energía mayor que para el primer haz.



Figura 28: Ejemplos de haz

• Tiempo de exposición

- La duración de la sesión puede variar entre cada paciente, pero generalmente alcanzará un valor intermedio entre 1 y 5 minutos.
- Volviendo al ejemplo de la figura 28, dado el menor tamaño del segundo haz, la sesión tendrá una duración menor, en comparación con el primer haz, para conseguir una misma densidad de energía.

La relación existente entre estos dos parámetros viene dada por la fórmula:

$$(5) \text{Densidad de energía} \left[\frac{J}{cm^2} \right] = \text{Densidad de potencia} \left[\frac{mW}{cm^2} \right] * \text{Tiempo [s]}$$

Generalmente el fabricante del dispositivo láser nos aporta la información necesaria, ya sea de manera directa, es decir, el dato de densidad de potencia, o de manera indirecta, nos entrega el valor de potencia aplicada y el diámetro del haz de luz generado, con los cuales podremos calcular nosotros mismos dicha densidad de potencia a partir de la fórmula (2).

Aunque la dosis a entregar variará en función de la experiencia de cada médico, o persona cualificada para realizar la terapia, numerosos estudios y pruebas han dado lugar a unas cifras más o menos universales con las que se obtienen unos resultados favorables, sin necesidad de aplicar altas dosis de energía. En la siguiente tabla se muestran las dosis recomendadas para provocar un determinado efecto sobre algunas de las dolencias que se tratan con la terapia de láser frío.

EFEECTO TERAPEÚTICO DESEADO	DOSIS RECOMENDADA
Analgésico <ul style="list-style-type: none"> ▪ Dolor muscular ▪ Dolor articular 	2-4 J/cm²
	4-8 J/cm²
Antinflamatorio <ul style="list-style-type: none"> ▪ Agudas ▪ Crónicas 	4-6 J/cm²
	4-8 J/cm²
Reparación tisular	8-12 J/cm²

Tabla 1: Valor numérico de las dosis [1]

En cuanto al tiempo de irradiación, una vez que contamos con todos los datos descritos anteriormente, solo queda calcular su valor a partir de la fórmula (4). A pesar de tratarse de cálculos sencillos, es conveniente tener calculado, de manera previa, el tiempo que se aplicará cada sesión en función de la densidad de energía necesaria, con el objetivo de agilizar el proceso.

5.5 Aplicación: modos y métodos

5.5.1 Modos de aplicación

En el caso de los dispositivos láser semiconductores de diodo, como el que empleamos en este trabajo, contamos con tres posibles modos de irradiar luz láser sobre la zona deseada:

- A través de un **cabezal**, en el que se encuentra el propio diodo junto a un sistema óptico cuya finalidad es evitar, en la medida de lo posible, la divergencia típica del haz de luz infrarroja. Además, en el cabezal se incluye un sistema de refrigeración para evitar posibles calentamientos.
- De manera indirecta, es decir, el haz sufre **reflexiones a través de una serie de espejos** y llega a la zona deseada.
- De manera directa, con un haz que, debido a la divergencia, adquiere una **forma cónica**.

5.5.2 Métodos de irradiación

En cuanto a las técnicas de irradiación, existen muchas posibilidades, las cuales se encuentran agrupadas en dos grandes tipos, puntual y zonal. Dentro de cada una de estas técnicas cabe resaltar algunas variantes:

- **Radiación puntual:** se seleccionan unos determinados puntos en la zona dañada sobre los que se aplicará la sesión.
 - Puntual local: para contrarrestar la divergencia típica del haz láser, se coloca el dispositivo completamente pegado a la piel.
 - Laserpuntura: siguiendo la técnica de acupuntura y manteniendo los puntos de presión, se sustituyen las agujas por una incisión láser.

- **Radiación zonal:** en lugar de seleccionar varios puntos, se transmite la dosis directamente sobre la zona empleando un determinado radio de acción. Al aumentar la zona de acción, la energía entregada se reduce, por lo que este tipo de irradiación necesita unos tiempos superiores para obtener los mismos resultados.
 - Estático: el dispositivo permanece inmóvil durante la sesión.
 - Barrido: se desplaza el haz de luz láser por toda la zona a tratar. Al encontrarse en movimiento se trata de una técnica que exige unos tiempos de irradiación mayores para conseguir resultados positivos.
 - Pincelado: es una técnica mixta entre la puntual y el barrido, es decir, consiste en aplicar la dosis a una distancia muy pequeña de la zona dañada (del orden de milímetros) pero realizando un leve movimiento a lo largo de toda la lesión.

Independientemente de la técnica que se lleve a cabo, es importante **mantener un ángulo de 90°** entre el dispositivo y la zona dañada con el fin de reducir al máximo posible las pérdidas por reflexión.

6. Dispositivo láser

El diseño del dispositivo láser puede variar enormemente dada la gran variedad que existe dentro de la rama de cada uno de los componentes que requiere. A continuación se comentan los elementos de mayor importancia e indispensables a la hora de diseñar un dispositivo láser de las características necesarias para realizar el tratamiento láser de baja potencia.

6.1 Microcontrolador ATmega328p

Para controlar todas las funcionalidades del dispositivo se emplea un microcontrolador en el que se “volcará” todo el código necesario. Se trata de un circuito integrado de bajo consumo, el cual emplea una arquitectura **RISC** (Reduced Instruction Set Computer, es decir, Computador con Conjunto de Instrucciones Reducidas) que nos permite realizar varias tareas de manera paralela. La elección específica de este componente, entre otras características citadas a continuación, se debe principalmente a su compatibilidad con el estándar I2C, ya que dada la cantidad de componentes que precisa el dispositivo, reducir en la medida de lo posible el cableado supone una gran ventaja.

Algunas de las características más importantes de este componente son:

- Cuenta con un total de 23 o 25 pines (en función del encapsulado) que pueden utilizarse tanto de salida como de entrada.
- Permite generar señal tipo PWM.
- Tiene 3 temporizadores internos, uno de ellos opera con 16 bits, los dos restantes con 8 bits.
- Posee 6 canales de 10 bits que actúan como conversores analógico-digital.
- SRAM interna de 2 kB.
- La programación se encuentra en la memoria flash de 32 kB.

- Memoria EEPROM de 1 kB. Permite almacenar cantidades de datos bastante grandes, los cuales pueden leerse de manera ilimitada a lo largo de 10 o 20 años.
- Alcanza una velocidad máxima de 20 MIPS (Millones de Interacciones Por Segundo).
- También es compatible con el estándar SPI.
- El dispositivo necesita una tensión de entrada entre 1.8 V y 5.5 V para estar operativo.



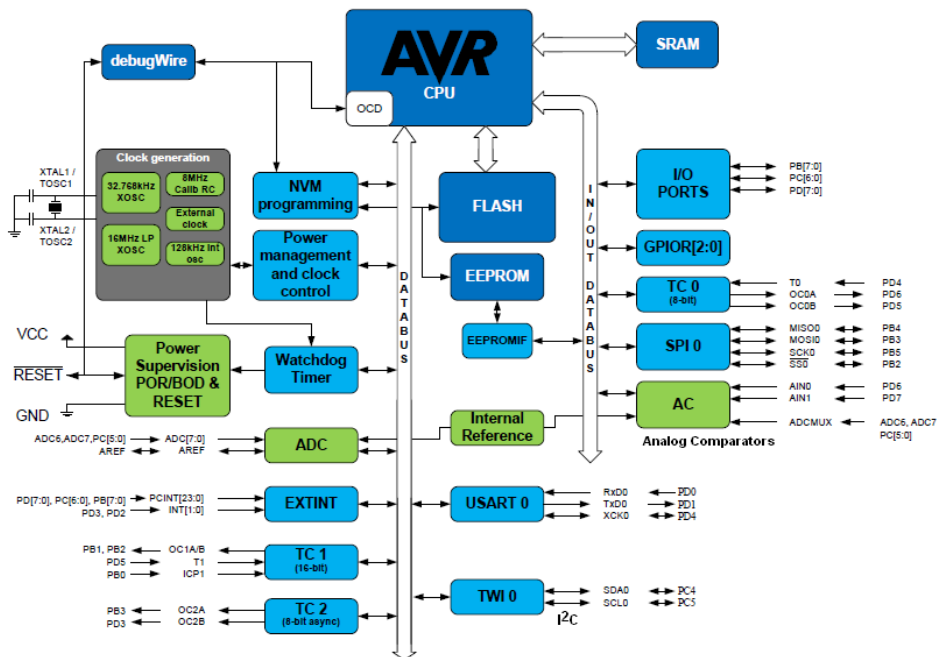
Figura 29: Microcontrolador ATmega328P

Además de las características anteriormente citadas, el microcontrolador cuenta con una serie de limitaciones en términos de corriente, tensión y temperatura, las cuales podemos encontrarlas en el datasheet del propio componente (Tabla 2).

Operating Temperature	-55°C to +125°C
Storage Temperature	-65°C to +150°C
Voltage on any Pin except RESET with respect to Ground	-0.5V to $V_{CC}+0.5V$
Voltage on RESET with respect to Ground	-0.5V to +13.0V
Maximum Operating Voltage	6.0V
DC Current per I/O Pin	40.0mA
DC Current V_{CC} and GND Pins	200.0mA

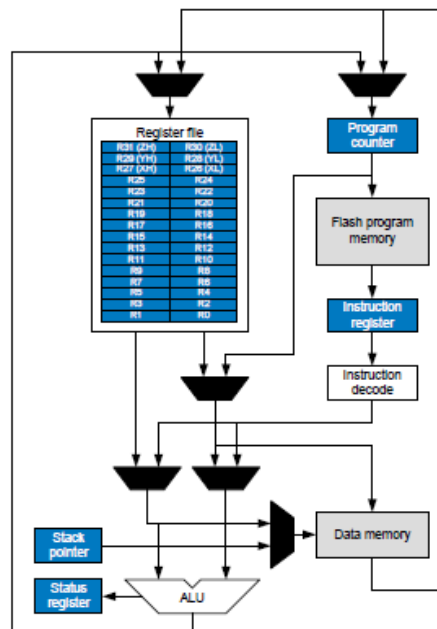
Tabla 2: Características máximas ATmega328P [21]

Dentro de la arquitectura RISC, emplea un núcleo AVR. La configuración del mismo se muestra a continuación:



Esquema 1: Núcleo AVR (I) [21]

Nucleo AVR (CPU)



Esquema 2: Núcleo AVR (II) [21]

El encapsulado más común consta de 28 pines:

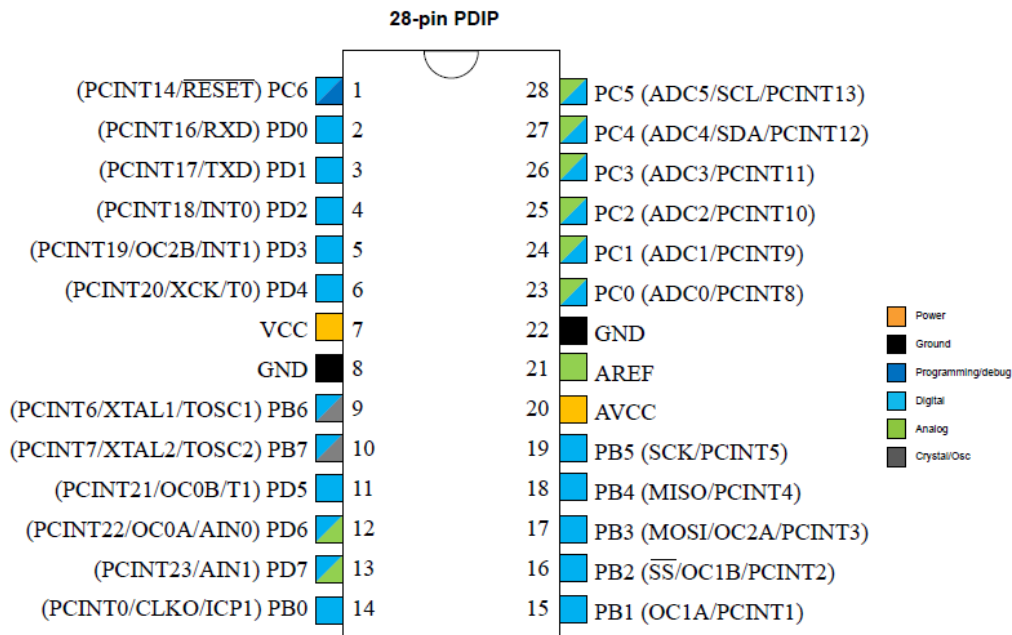


Figura 30: Encapsulado 28 pines [21]

Pero puede encontrarse con un encapsulado de 32 pines, empleando un circuito impreso:

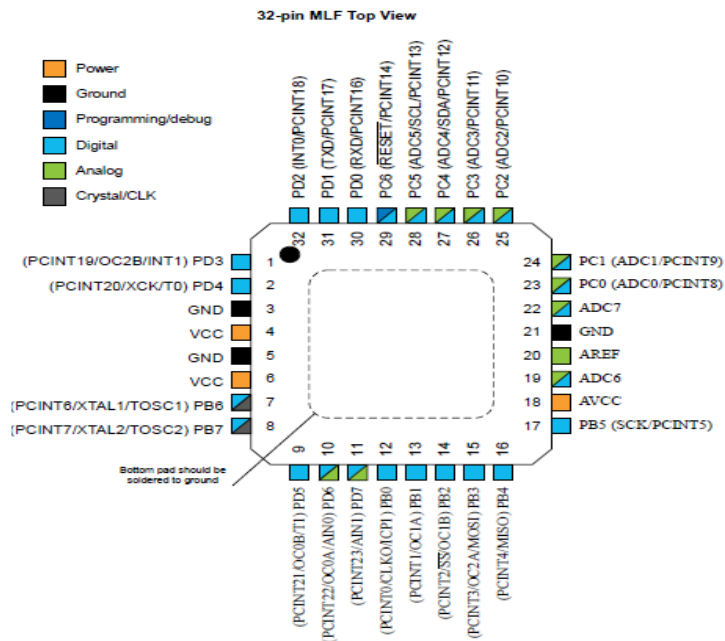
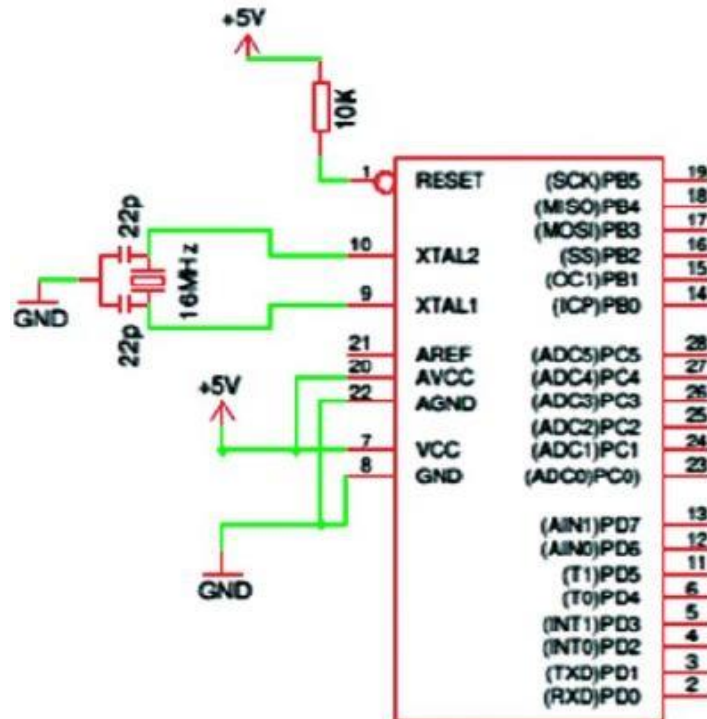


Figura 31: Encapsulado 32 pines [21]

Por último, el esquema eléctrico que se combina con el microcontrolador ATmega328P se muestra a continuación:



Esquema 3: Microcontrolador ATmega328P

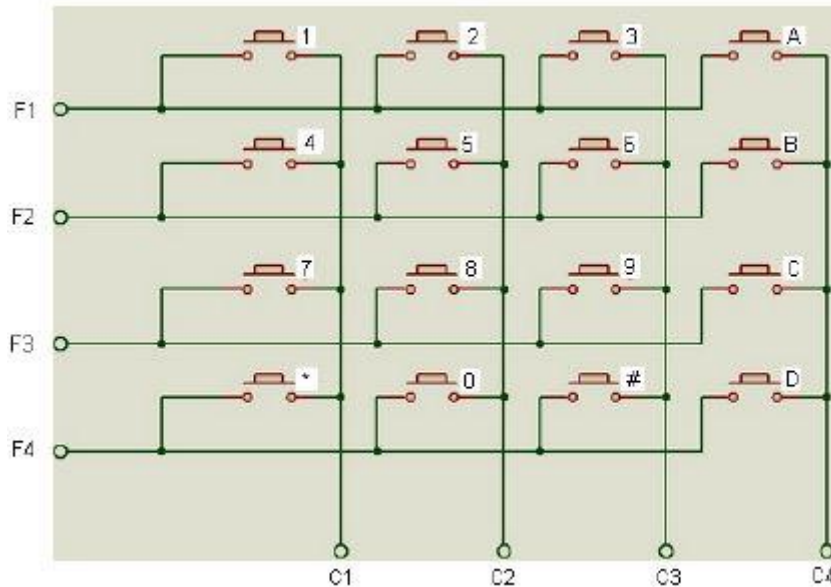
El microcontrolador dispone de un total de 6 salidas PWM, dos de las cuales cuentan a su vez con un temporizador o timer. El ATmega328 tiene tres modos diferentes de generar una señal PWM:

- PWM veloz.
- PWM corregido por fase.
- PWM corregido por frecuencia y fase.

A la hora de regular potencia, el más conveniente es el PWM veloz (PWM Fast en inglés), el cual nos permite alcanzar altas frecuencias para nuestra señal por medio de los registros del timer, principalmente el preescalado.

6.2 Teclado matricial 4x4

El teclado cuenta con 16 teclas que se utilizarán para seleccionar la potencia de salida del dispositivo, iniciar y finalizar la emisión del láser. Se compone de una matriz de pulsadores distribuidos en filas y columnas y su funcionamiento se basa en la siguiente estructura:



Esquema 4: Teclado matricial

Como podemos apreciar en el esquema 4, las filas y las columnas se encuentran unidas únicamente por los interruptores o switches, los cuales, en un principio, se encuentran abiertos. Mediante el código, se configuran las filas del teclado como salidas y las columnas como entradas o viceversa. Configurar como una entrada supone establecer un bit a alto nivel mientras que las salidas permanecen a nivel bajo. En el momento en el que una de las teclas se pulsa, el interruptor cambia de posición permitiendo a la corriente circular hasta la salida correspondiente cambiando el estado lógico del bit situado en dicha salida de bajo a alto.

Para reconocer la tecla pulsada se leen de manera continua las salidas, también mediante código, y se envía un bit de nivel alto de manera ordenada por cada una de las entradas disponibles. Cuando una de las salidas reciba dicho bit significa que el interruptor se ha bajado, lo que nos aporta la información sobre qué fila y columna se han unido.

6.3 Display LCD

Con el objetivo de disponer de una determinada ayuda visual que nos informe de diferentes parámetros, como la potencia seleccionada o el tiempo empleado en la sesión, es conveniente añadir un display al dispositivo.

Por su bajo nivel de consumo, los display LCD (Liquid Cristal Display) suponen una alternativa muy interesante para desempeñar esta función. Además podemos encontrar estos dispositivos en una gran variedad de tamaños y con un coste inferior a otros similares. Se trata de un módulo que emplea una pantalla fina de cristal líquido para mostrar la información pero que no emite ningún tipo de luz, lo que lo incluye dentro de la categoría de visualizador pasivo.

A la hora de seleccionar este módulo se contemplan dos posibilidades, cualquiera de las dos válidas. En primer lugar, basado en el display **LCD Hitachi HD44780**, salió a la luz el modelo **Grove LCD rgb backlight**, el cual lleva integrado el módulo **PCA9632** permitiéndole realizar la comunicación mediante el protocolo I2C. Cuenta con un tamaño de 16x2.



Figura 32: Display Grove LCD

Como se puede apreciar en la figura 32, la línea de datos SDA y SCL se envía directamente al display sin necesidad de circuitos integrados que actúen de intermediarios.

Por otro lado, un modelo basado también en Hitachi HD44780 y fabricado por la compañía Crystal Clear Technology, encontramos la serie **c216x01**, con un tamaño de 16x2 y un total de 16 pines, la información de los cuales se muestra a continuación:

Pin No	Symbol	Description
1	V _{SS}	Ground terminal of module
2	V _{DD}	Supply terminal of module
3	V _O	Power supply for Liquid Crystal Drive
4	RS	Register Select: RS = 0 Instruction Register RS = 1 Data Register
5	R/W	Read/Write: High = Read Low = Write
6	E	Enable
7 to 14	D0 to D7	Bi-directional Data Bus. Data Transfer is performed once, thru D0 to D7, in the case of interface data length is 8-bits.
15	(BL -)	N/A
16	(BL +)	N/A

Tabla 3: Definición de los pines [23]

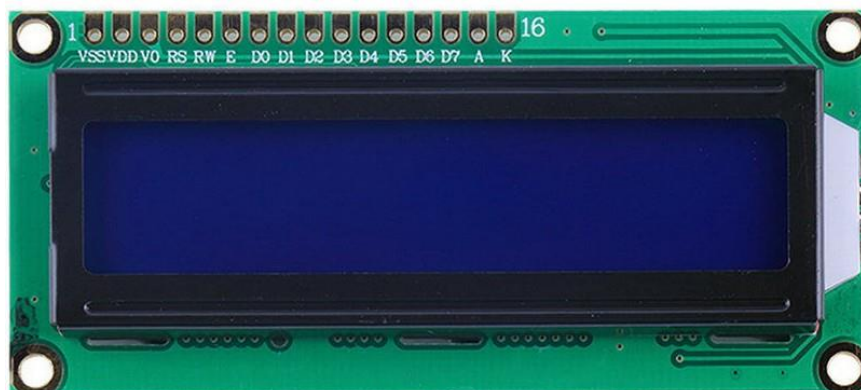
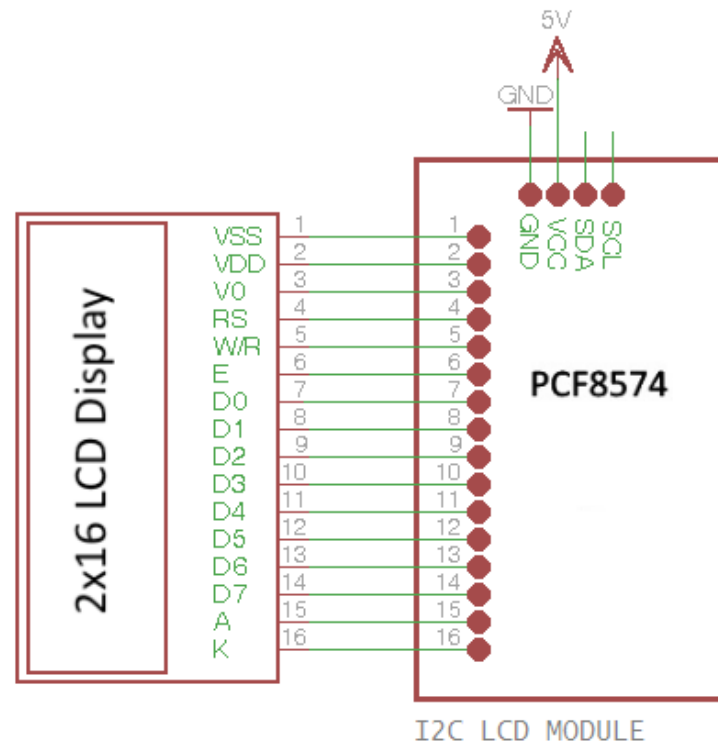


Figura 33: Display LCD de la serie c216

A priori el número de pines que posee este modelo puede parecer una desventaja con respecto a su competidor, pero el circuito integrado PCF8574, del que hablaremos en el capítulo 6.8, reduce el número de pines a un total de 4 y además habilita la comunicación a través del bus I2C. El esquema de conexión entre el display y el módulo PCF8574 es el siguiente:



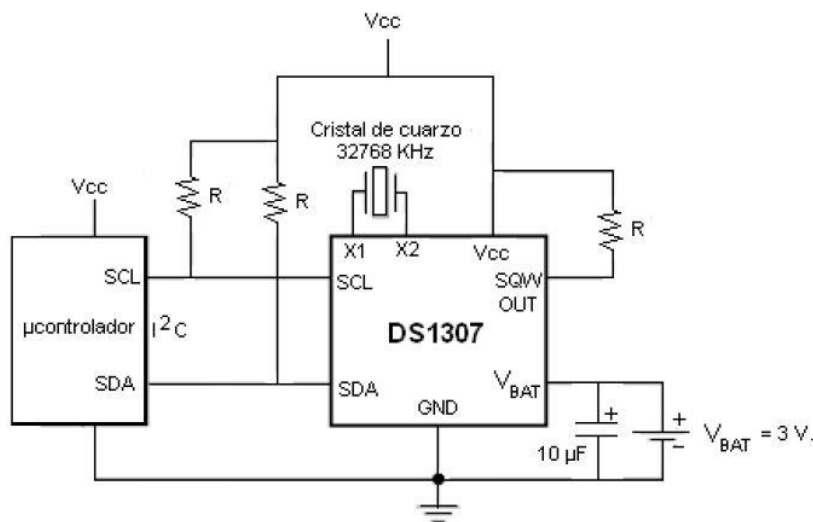
Esquema 7: Conexión entre display y PCF8574

A pesar de necesitar un componente adicional para poder realizar la comunicación I2C, es más apropiado el uso del modelo c216, dado que, como se puede ver, la conexión no cuenta con una complicación muy elevada y además el modelo grove LCD puede resultar algo obsoleto, siendo difícil encontrar información sobre él.

6.4 Reloj RTC

Para realizar un control, registrando los datos de cada sesión, como por ejemplo el día o la duración, el módulo RTC (Real Time Clock) es la mejor opción. Se trata de un componente capaz de llevar la cuenta del paso del tiempo gracias a un resonador de cristal de cuarzo. Habitualmente cuentan con una batería externa para evitar fallos ante una posible desconexión o pérdida de tensión.

Uno de los modelos más comunes en el mercado es el DS1307, el cual además incluye por defecto la comunicación I2C. El circuito integrado correspondiente a este modelo se muestra en el esquema 8.



Esquema 8: Circuito integrado DS1307

El condensador que se coloca en paralelo con la batería tiene la función de mantener la información registrada en el caso de conmutar la fuente de energía entre la batería externa (3 V) y la tensión Vcc (5 V). La dirección I2C predeterminada para este módulo es la 0x68.

La información proporcionada por el reloj se almacena en unos registros en formato BCD. En la tabla 4 se muestran dichos registros.

ADDRESS	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0	FUNCTION	RANGE
00h	CH	10 Seconds			Seconds				Seconds	00–59
01h	0	10 Minutes			Minutes				Minutes	00–59
02h	0	12	10 Hour	10 Hour	Hours				Hours	1–12 +AM/PM 00–23
		24	PM/ AM							
03h	0	0	0	0	0	DAY			Day	01–07
04h	0	0	10 Date		Date				Date	01–31
05h	0	0	0	10 Month	Month				Month	01–12
06h	10 Year				Year				Year	00–99
07h	OUT	0	0	SQWE	0	0	RS1	RS0	Control	—
08h–3Fh									RAM 56 x 8	00h–FFh

Tabla 4: Registros RTC [22]

El bit 7 de la dirección correspondiente al segundero nos permite controlar el funcionamiento del dispositivo. Si CH=1 se frenan todas la funciones dejando la hora completamente parada, si CH=0, el oscilador comienza a moverse de nuevo permitiendo volver a contabilizar los segundos.

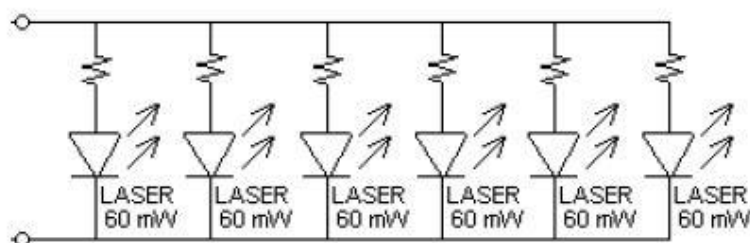
Por otro lado el registro de control nos permite establecer la frecuencia de la onda cuadrada (TTL) que puede generar el módulo. Los posibles valores se muestran en la siguiente tabla:

RS1	RS0	SQW/OUT OUTPUT	SQWE	OUT
0	0	1Hz	1	X
0	1	4.096kHz	1	X
1	0	8.192kHz	1	X
1	1	32.768kHz	1	X
X	X	0	0	0
X	X	1	0	1

Tabla 5: Posibles valores para los bits del registro de control [22]

6.5 Emisor de potencia

Un diodo láser es un componente electrónico capaz de generar un haz de luz coherente y monocromática de una determinada potencia. Con el objetivo de aumentar dicha potencia se emplea una matriz de 6 diodos láser. Para que el dispositivo pueda emplearse en el tratamiento, debe ser catalogado como láser de tipo 3B por la normativa UNE-EN 60825-1/A2:2015, esto supone no superar en ningún momento los 500 mW de potencia, por ello es conveniente seleccionar diodos láser con una potencia próxima a 60 mW generando un total de 360 mW gracias a la unión de los 6 diodos que componen la matriz. El circuito eléctrico que se encuentra dentro de la matriz es el siguiente:



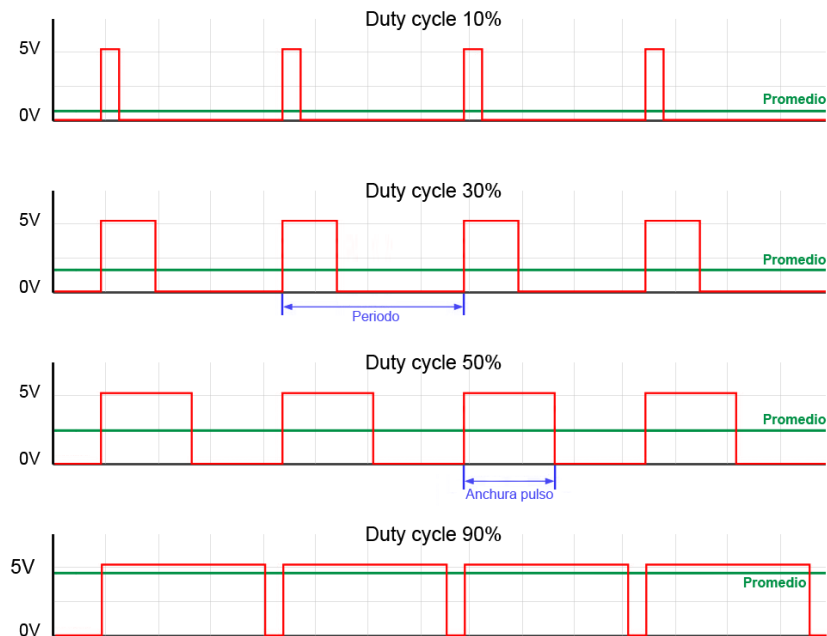
Esquema 9: Matriz de diodos

En el anexo II se adjuntan las hojas de características pertenecientes al diodo láser tomadas del propio datasheet de Thor Labs.

Para controlar el paso de tensión hacia la matriz se emplea un N-MOSFET de enriquecimiento IRFS3806, el cual solo genera una cierta corriente entre los terminales de fuente y drenador, cuando la tensión de puerta supera un cierto nivel umbral ($V_{GS(th)}$), en caso contrario, el transistor actúa como un circuito abierto. La tensión umbral suele encontrarse entre 1 y 3 V.

La matriz se encuentra conectada a dos amplificadores operacionales exactamente iguales (LMV358) pero que con dos propósitos diferentes. Uno está configurado como buffer de tensión y se encarga de excitar el N-MOSFET de enriquecimiento cuyo objetivo es activar o desactivar la matriz de diodos, actuando como un interruptor, en función de la señal PWM que recibe del microcontrolador.

La señal PWM determinará la potencia de salida final entregando una tensión diferente en función del ciclo de trabajo. Es importante saber que la señal entregada por el microcontrolador consiste en un tren de pulsos cuya altura varía entre 0 y 5V, sin embargo, debido a la velocidad con la que suceden dichos pulsos, el amplificador recibirá un valor medio de la tensión generada.



Gráfica 1: Ejemplos de señales PWM

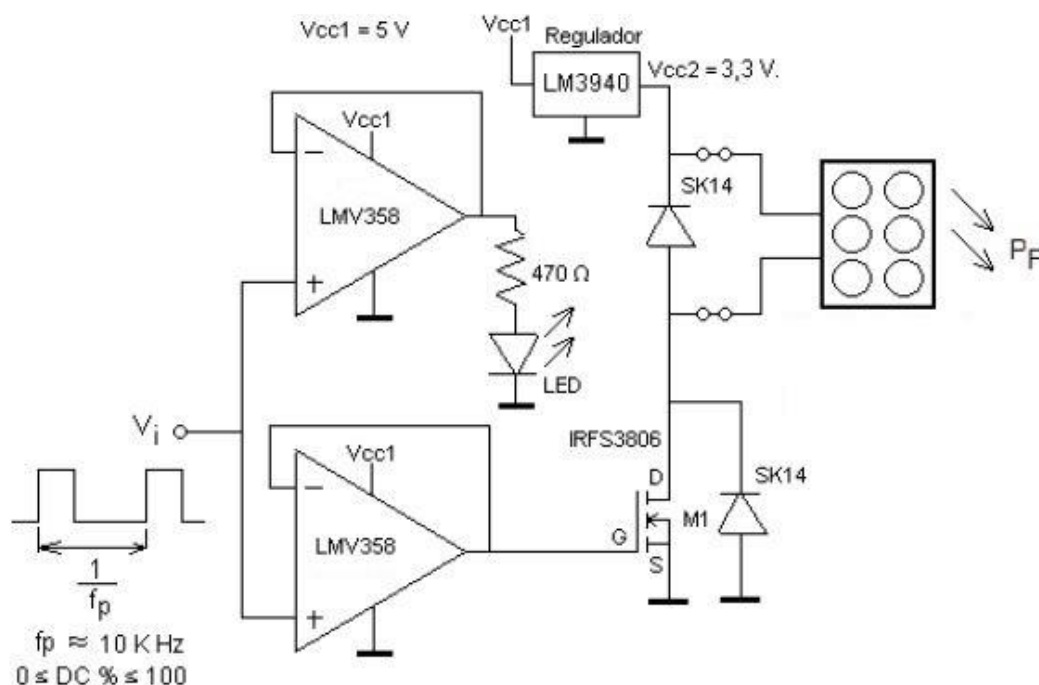
La ecuación que nos permite calcular el valor de dicha tensión promedio es:

$$(6)V_{Promedio} = (V_{cc}^{+} - V_{cc}^{-}) * \frac{Ciclo\ de\ Trabajo}{100}$$

Por ejemplo, emplear un ciclo de trabajo del 25% equivale a una salida analógica de 1,25 V.

Por otro lado, dado que la luz emitida por el dispositivo se encuentra en el espectro infrarrojo y no podemos verla, el segundo amplificador, también configurado como buffer de tensión, se emplea para cuantificar la cantidad de potencia empleada gracias a un LED. Cuanta mayor iluminación presente, mayor será la potencia que se está empleando.

El circuito final encargado de emitir la potencia es:

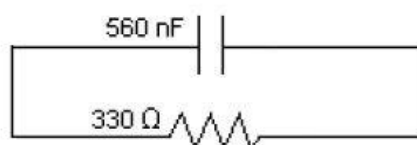


Esquema 10: Circuito eléctrico emisor de potencia

6.6 Medidor de potencia

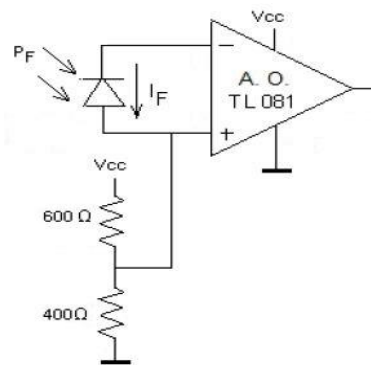
Aunque no forma parte del dispositivo, como medida preventiva resulta de gran utilidad poder conocer en todo momento la cantidad de potencia transmitida, dado el riesgo para la salud que supone el uso de dispositivos láser, tanto del paciente como del propio terapeuta, incluso en el caso de láseres de baja potencia. Por ello se ha procedido a configurar un montaje con el que poder medir y tener constancia del valor de potencia transmitida. El circuito se compone de varias partes:

- En primer lugar tenemos un filtro paso bajo compuesto por una resistencia y un condensador, cuya frecuencia de corte (situada cerca de los 860 Hz) la podemos obtener gracias a la fórmula $f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C}$.



Esquema 11: Filtro paso bajo

- El circuito cuenta con un fotodiodo que actúa como receptor de la potencia óptica (P_F) generada por el dispositivo y nos permite transformarla en corriente (I_F) para poder evaluarla. Para poder estudiar la potencia recibida se combina el fotodiodo con un amplificador operacional mediante una configuración transimpedancia, es decir, recibe corriente a la entrada y a la salida emite tensión. El fotodiodo cuenta con unas características internas entre las que cabe destacar R_λ (Responsividad del diodo ante una longitud de onda λ), en el caso de $\lambda = 808 \text{ nm}$, $R_\lambda = 0,60 \frac{\text{A}}{\text{W}}$. En el anexo III se pueden encontrar las especificaciones técnicas del fotodiodo por cortesía de Siemens.



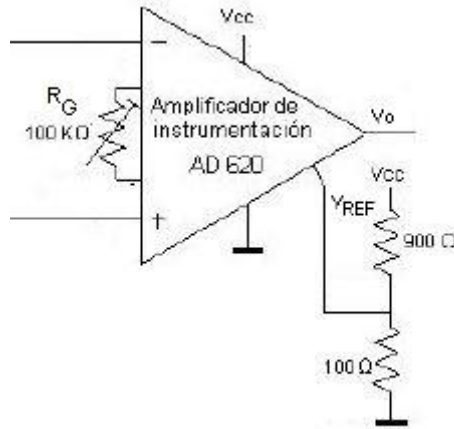
Esquema 12: Receptor de potencia óptica

- La tensión de salida del circuito anterior llega a un amplificador de instrumentación cuya ganancia se obtiene a partir de la fórmula (7). Ajustando el potenciómetro se consigue que el valor de la ganancia sea aproximadamente 3 V/V.

$$(7) G_v = 1 + \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{R_g}$$

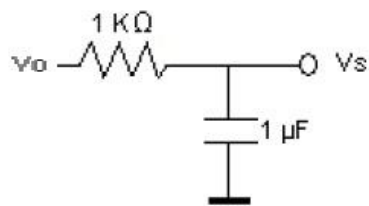
- Al tratarse dicha tensión de una señal muy débil, se emplea el amplificador de instrumentación con el objetivo de reducir lo máximo posible el error de medida. Además nos permite aumentar de manera controlada el voltaje a la salida, mediante una tensión de referencia, V_{Ref} , en este caso de 1 V. La tensión de salida V_0 se obtiene numéricamente gracias a la fórmula (8).

$$(8) V_0 = G_v * (V_+ - V_-) + V_{REF}$$



Esquema 13: Amplificador de instrumentación

- Finalmente se añade al circuito un filtro paso bajo de las siguientes características:



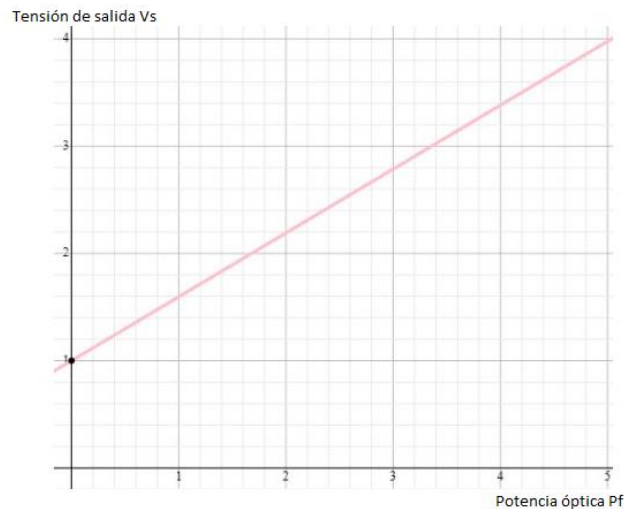
Esquema 14: Filtro paso bajo

$$(9) f_c = \frac{1}{2 * \pi * R * C} = 160 \text{ Hz}$$

- De esta manera conseguimos una tensión de salida V_S que se relaciona con la potencia de entrada mediante la siguiente fórmula:

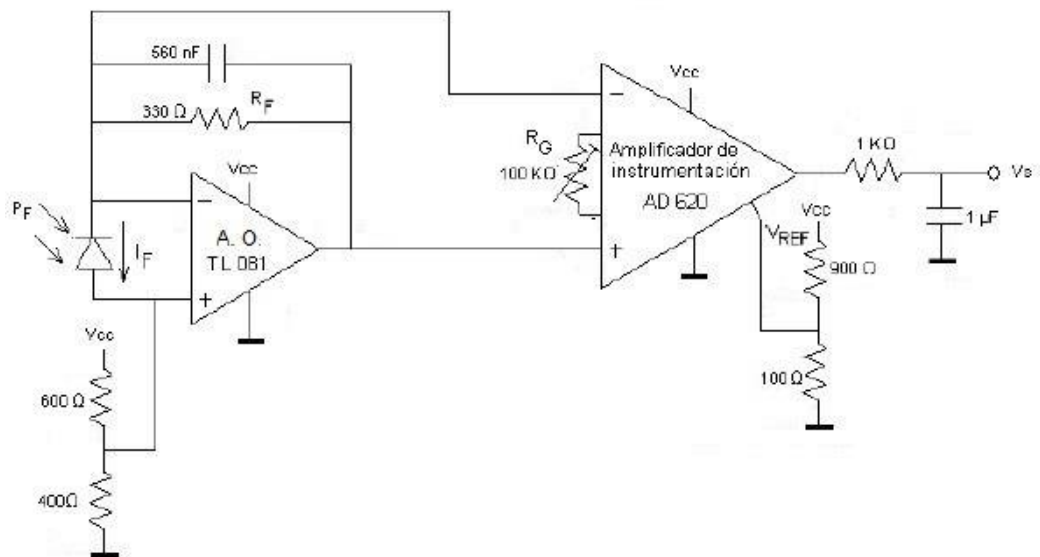
$$(10) V_S = G_v * R_F * R_\lambda * P_F + 1$$

- De este modo podemos apreciar la siguiente relación de valores:
 - Si $V_S = 1 \text{ V} \rightarrow P_F = 0 \text{ mW}$
 - Si $V_S = 4 \text{ V} \rightarrow P_F = 5 \text{ mW}$



Gráfica 2: Tensión de salida (V_s) en función de la potencia

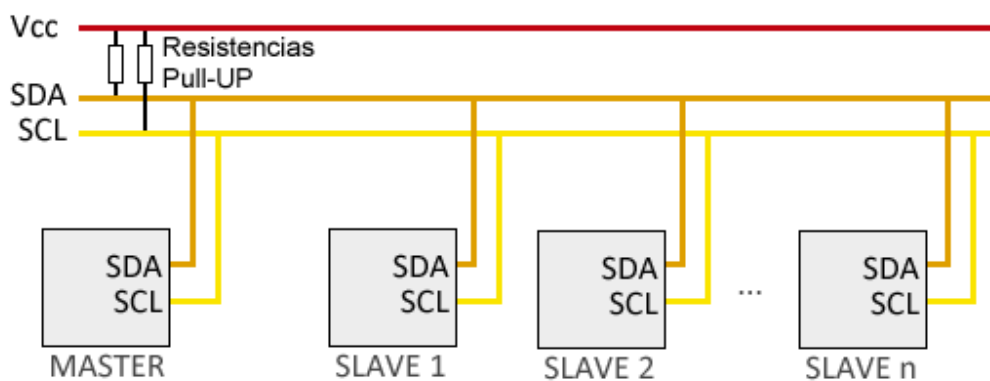
- Puesto que el fotodiodo cuenta con una superficie de 7 mm^2 , podemos calcular la potencia óptica que se ha aplicado en el paciente gracias a la fórmula (2). En el caso de $P_F = 5 \text{ mW}$ la densidad de potencia óptica tendrá un valor de $71 \frac{\text{mW}}{\text{cm}^2}$. Como se comentó anteriormente, para evitar daños no deben superarse nunca los $200 \frac{\text{mW}}{\text{cm}^2}$.
- El circuito eléctrico completo se representa en la figura 46.



Esquema 15: Circuito eléctrico medidor de potencia

6.7 Bus I2C

Puesto que el dispositivo cuenta con una serie de componentes que requieren al menos 8 pines para funcionar, se opta como solución por el estándar I2C para poder reducir el cableado del dispositivo sin perder prestaciones. Se trata de un estándar que tiene su origen en 1982 y cuya principal función es **simplificar la comunicación interna** entre dispositivos electrónicos. Desde el punto de vista físico, la conexión es muy sencilla, solo se requieren dos cables, uno transportará la **señal de reloj o CLK (SCL)** mientras que el otro será el encargado de transmitir **los datos que deseamos enviar (SDA)**. La simpleza de su conexionado supone una ventaja frente al estándar SPI, aunque como contrapartida, cuenta con un complejo funcionamiento y una electrónica interna algo más complicada.



Esquema 16: Enlaces Bus I2C

La comunicación a través del bus I2C se produce gracias a una **arquitectura de tipo maestro-esclavo (master-slave)**, es decir, el **dispositivo maestro será el encargado de iniciar la comunicación**, permitiendo tanto la transmisión como la recepción de datos. Por otro lado, los dispositivos esclavo no cuentan con la capacidad de establecer ningún tipo de conversación ya sea con el maestro como con cualquier otro dispositivo esclavo.

Otra característica del bus I2C es la **sincronización existente entre todos los dispositivos** conectados, esto ocurre gracias a la **señal de reloj (SCL)** que viene proporcionada por el maestro. De este modo evitamos la necesidad de tener que emplear un reloj en cada uno de sus dispositivos esclavo, además supone una ventaja frente al protocolo UART dado que nos ahorramos tanto el hecho de **acordar la velocidad de transmisión**, como el **verificar si la sincronización se ha realizado de manera exitosa**.

Para fijar tanto la velocidad de transmisión como la distancia máxima a la que se puede enviar información, el protocolo I2C **dispone de unas resistencias de pull-up**, que a menudo se consideran “muy blandas” puesto que su valor oscila en torno a 20 y 30 kOhmios. Este tipo de resistencias suponen unos flancos de subida muy lentos en nuestra señal, lo cual limita tanto la velocidad de transmisión como la distancia máxima, que pueden considerarse bajas para algunos casos, por lo que, si necesitáramos valores mayores en estos parámetros, deberíamos colocar unas resistencias de pull-up externas cuyo valor oscile entre 1k y 4,7k.

Como se ha comentado anteriormente, la conexión mediante este protocolo emplea únicamente dos cables, puesto que uno de ellos se encarga de establecer la señal de reloj que sincronizará todo el sistema, solo disponemos de una conexión para transmitir toda la información, por ello, el bus I2C envía conjuntos de datos bastante amplios.

Proceso de comunicación

La simplificación en el conexionado físico que supone el estándar I2C, nos permite el uso de un mayor número de dispositivos esclavo. Pero para que la comunicación pueda tener lugar, es imprescindible que cada dispositivo cuente con una dirección única. La comunicación se divide en grupos de 8 bits (byte) y se estructura de la siguiente manera:

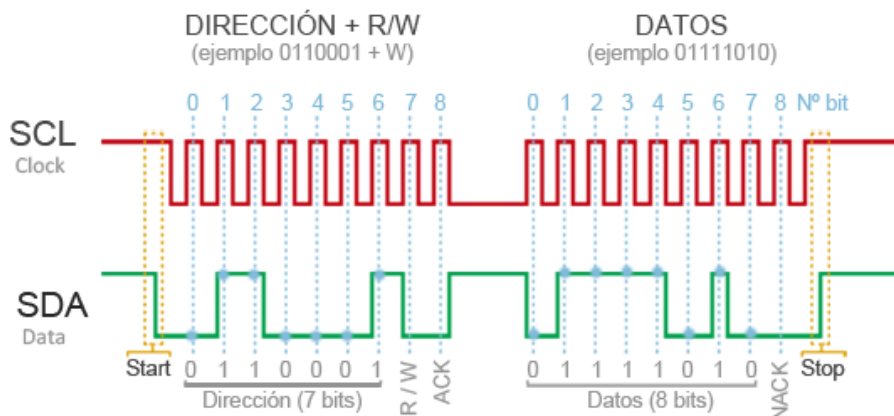


Figura 34: Formato de los datos transmitidos por bus I2C

- Comienza cuando tanto el bit SDA como el bit SCL se encuentran en un nivel alto.
- Los 7 primeros bits se emplean para determinar la dirección del dispositivo al que se desea acceder. Esto nos permite un total de 128 direcciones distintas, de las cuales 16 se encuentran reservadas.
- Acompañando a la dirección en el primer bloque de 8 bits, se encuentra el bit de lectura/escritura. Dicho bit informa al dispositivo receptor de la acción que se va a realizar.
- En el segundo bloque de 8 bits se transmite o recibe toda la información.
- Tras cada uno de los bloques de 8 bits, el dispositivo receptor envía un bit de validación (ACK o NACK). Este bit se emplea para indicar al maestro que la comunicación es posible.

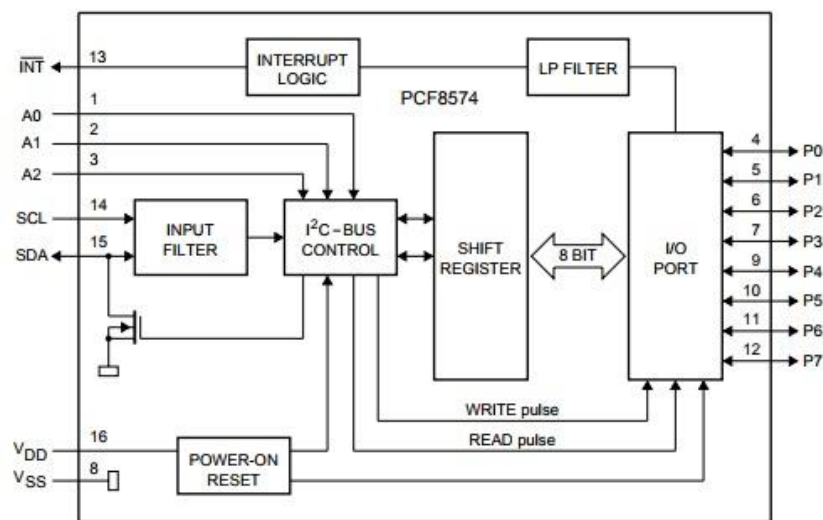
6.8 PCF 8574

Algunos componentes no tienen integrado el estándar I2C, siendo imposible emplear las ventajas de dicha comunicación. Para estos casos existe el módulo PCF 8574, el cual es un módulo expensor capaz de conectarse a una gran cantidad de microcontroladores reduciendo notablemente el número de líneas necesarias para la comunicación.



Figura 35: Módulo PCF8574 para teclado (izquierda) y display (derecha)

El diagrama de bloques interno del módulo PCF8574 se muestra en el esquema 17. Como se puede apreciar, es capaz de recibir datos a partir de los pines P0 a P7 y transmitir la información a través de tan solo dos pines (SDA y SCL).



Esquema 17: Diagrama de bloques PCF8574 [24]

Como se ha comentado anteriormente, para poder establecer una comunicación mediante el protocolo I2C, es indispensable que cada dispositivo tenga una dirección diferente.

En el caso de este módulo, nos encontramos con dos posibilidades, PCF8574 y PCF8574A, cada uno de ellos cuenta con valores diferentes para dicha dirección. El formato que siguen es el siguiente:

BYTE	BIT							
	7 (MSB)	6	5	4	3	2	1	0 (LSB)
I ² C slave address	L	H	L	L	A2	A1	A0	R/W
I/O data bus	P7	P6	P5	P4	P3	P2	P1	P0

BYTE	BIT							
	7 (MSB)	6	5	4	3	2	1	0 (LSB)
I ² C slave address	L	H	H	H	A2	A1	A0	R/W
I/O data bus	P7	P6	P5	P4	P3	P2	P1	P0

Tabla 6: Formato de la dirección en PCF8574 (arriba) y en PCF8574A (abajo) [24] [25]

Los tres últimos pines (A2, A1, A0) se pueden configurar mediante el hardware gracias a unas uniones de estaño que representan un 1 o nivel alto cuando se encuentran conectadas y un 0 o nivel bajo en caso contrario. Esto nos permite lograr un total de 8 direcciones diferentes. Para el direccionado no se tiene en cuenta el último bit (R/W) por lo que para una misma dirección podemos encontrar valores hexadecimales diferentes, esto dependerá del objetivo de la comunicación (lectura o escritura). A continuación se muestran las posibles direcciones para cada uno de los módulos.

INPUTS			I ² C BUS SLAVE 8-BIT READ ADDRESS	I ² C BUS SLAVE 8-BIT WRITE ADDRESS
A2	A1	A0		
L	L	L	65 (decimal), 41 (hexadecimal)	64 (decimal), 40 (hexadecimal)
L	L	H	67 (decimal), 43 (hexadecimal)	66 (decimal), 42 (hexadecimal)
L	H	L	69 (decimal), 45 (hexadecimal)	68 (decimal), 44 (hexadecimal)
L	H	H	71 (decimal), 47 (hexadecimal)	70 (decimal), 46 (hexadecimal)
H	L	L	73 (decimal), 49 (hexadecimal)	72 (decimal), 48 (hexadecimal)
H	L	H	75 (decimal), 4B (hexadecimal)	74 (decimal), 4A (hexadecimal)
H	H	L	77 (decimal), 4D (hexadecimal)	76 (decimal), 4C (hexadecimal)
H	H	H	79 (decimal), 4F (hexadecimal)	78 (decimal), 4E (hexadecimal)

INPUTS			I ² C BUS SLAVE 8-BIT READ ADDRESS	I ² C BUS SLAVE 8-BIT WRITE ADDRESS
A2	A1	A0		
L	L	L	113 (dec), 71 (hex)	112 (dec), 70 (hex)
L	L	H	115 (dec), 73 (hex)	114 (dec), 72 (hex)
L	H	L	117 (dec), 75 (hex)	116 (dec), 74 (hex)
L	H	H	119 (dec), 77 (hex)	118 (dec), 76 (hex)
H	L	L	121 (dec), 79 (hex)	120 (dec), 78 (hex)
H	L	H	123 (dec), 7B (hex)	122 (dec), 7A (hex)
H	H	L	125 (dec), 7D (hex)	124 (dec), 7C (hex)
H	H	H	127 (dec), 7F (hex)	126 (dec), 7E (hex)

Tabla 7: direcciones para el módulo PCF8574 (izquierda) y para el PCF8574A (derecha) [24] [25]

Aunque puede cambiarse, la dirección I2C predeterminada para el módulo PCF8574 es 0x4E (8 bits) o 0x27 (7 bits). En el caso del PCF8574A se tiene por defecto la dirección I2C siguiente: 0x7E (8 bits) o 0x3F (7 bits). Habitualmente se emplea la dirección de 7 bits en la que no se tiene en cuenta el bit de lectura/escritura y simplemente se añade un '0' al principio para completar la secuencia.

6.9 Conexionado de todos los componentes

Todos estos módulos acompañan al microcontrolador conformando la totalidad del dispositivo. Por un lado, el display LCD, el reloj RTC y el teclado matricial se comunican con el microcontrolador a través del protocolo I2C por lo que enviarán la señal a los pines 27 (SDA) y 28 (SCI).

Por otro lado tenemos el circuito emisor de potencia, el cual recibirá una señal PWM. El microcontrolador cuenta con una serie de pines (5, 11, 12, 15, 16, 17) capaces de transmitir este tipo de señal.

Por último y con el objetivo de poder mostrar por pantalla la potencia medida por el fotodiodo, la tensión de salida del circuito regresará al microcontrolador a través de cualquiera de los pines (23 - 28) que dispone de un conversor de analógico a digital.

En el anexo I se puede encontrar un esquemático completo del dispositivo.

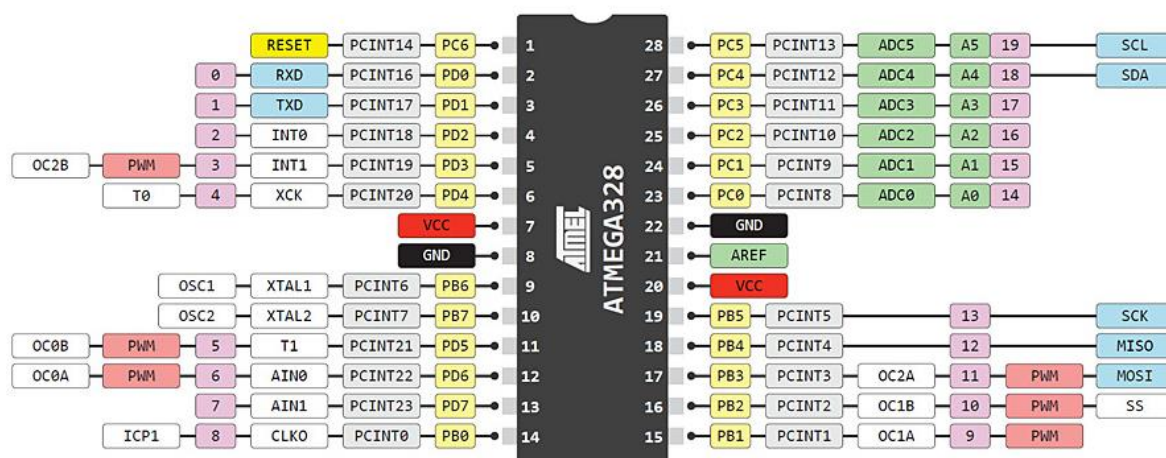


Figura 36: Configuración de los pines del ATmega 328P

7. Software

En primer lugar, en el campo de la programación, existen una serie de librerías que necesitaremos a la hora de escribir el código que controlará el dispositivo. Para la comunicación I2C, es esencial la librería **Wire**, que podremos encontrar fácilmente en internet. Por otro lado, para el control del display necesitaremos instalar la librería **LiquidCrystal_I2C**. La librería **keypad_I2C** nos habilitará el uso de las funciones necesarias para la lectura del teclado matricial. Por último, para tener acceso a las funcionalidades del reloj, debemos instalar la librería **RTCLib**. Una vez tenemos todo instalado en nuestro espacio de trabajo, podemos proceder a implementar las diferentes funcionalidades.

7.1 Generación de la señal PWM

- Seleccionamos el pin por el que enviaremos la señal PWM.
- Se define el ciclo de trabajo, el cual determinará la potencia media de salida. Puede tomar valores entre 0 y 255, siendo 255 un ciclo de trabajo del 100%.
- La frecuencia de la señal puede modificarse gracias a los timers que incluye el microcontrolador.

7.2 Lectura del teclado

- En primer lugar debe establecerse la configuración que deseemos para el teclado, incluyendo número de filas y columnas, posición de cada carácter y los pines a los que se conectará cada una de las filas.
- A continuación empleando la sentencia *makeKeymapse* guarda toda la configuración indicada anteriormente.
- Si se ha realizado la configuración correctamente, con el método *getKey()* seremos capaces de leer la letra pulsada.

7.3 Control del display

- Por el display podremos representar cualquier información que deseemos, para ello solo necesitaremos el método *print()*.
- Con el método *setCursor()* nos podremos mover a lo largo de las 32 posiciones disponibles en el display (16x2).
- Si necesitamos “limpiar” toda la información que se encuentre representada en el momento, la sentencia *clear()* desempeña esa función correctamente.

7.4 Control del reloj RTC

- La primera vez que se conecte el reloj será necesario ajustar la hora. Para ello puede emplearse la sentencia *adjust()*.
- La sentencia *now()* nos aporta toda la información referente a la fecha y la hora que marque el reloj en ese momento
- Para realizar cualquier registro necesitaremos una tarjeta SD y, por lo tanto, implementar los métodos requeridos para el manejo de un dispositivo de estas características. Dichos métodos siguen las directrices del tratamiento de ficheros.

7.5 Medida de potencia

- Para medir la tensión entregada por el circuito encargado de medir la potencia suministrada, basta con leer la entrada del pin al que se haya conectado dicha tensión.
- Debemos conocer que dicha lectura nos devolverá un número entre 0 y 1023, de manera que el ‘0’ equivale a una entrada de 0 V y el ‘1023’ a una de 5 V.

En el anexo IV podremos encontrar un diagrama de flujo representativo del funcionamiento del dispositivo desde el punto de vista del software.

8. Marco regulador

8.1 Dispositivos láser y normativa

Actualmente existen una gran cantidad dispositivos láseres diferentes y dado el peligro que su uso puede suponer para nuestra salud debemos establecer ciertas **reglas** a la hora de utilizar estos dispositivos. Pero como se ha comentado anteriormente, no todos son iguales y por lo tanto para algunos de estos dispositivos serán necesarias reglas mucho más estrictas que para otros. Por ello es de vital importancia **clasificarlos en función del riesgo** que supone usarlos, con el fin de establecer dichas normas dependiendo del tipo de láser que sea.

En el año 2002 salió a la luz una normativa que establecía algunos cambios en la clasificación existente en ese momento (UNE EN 60825-1 de 1996) ya que debido a la constante evolución de la ciencia y la creación de nuevos dispositivos láser se había quedado obsoleta, el mayor cambio fue el aumento de la cantidad de clases dentro de la clasificación, añadiendo tres nuevas y dando lugar a un total de siete. Esta clasificación se actualizará una vez más en 2015 hasta llegar a la normativa vigente en la actualidad (UNE-EN 60825-1/A2:2015), la cual añadirá una clase más a las ya establecidas en la normativa del 2002. A continuación se expone una breve descripción de cada una de las clases que podemos ver en la clasificación vigente:

- **Clase 1:** dispositivo láser de gran seguridad siempre y cuando se emplee de manera razonable. Poco probable que se sufran daños por visión directa incluso si se emplea algún instrumento óptico, como puede ser una lente de aumento.
- **Clase 1M:** similares a la clase 1, pero existe algo de riesgo cuando el usuario utiliza instrumentos ópticos. Emiten en una longitud de onda situada en el rango entre 300 y 4000 nm.
- **Clase 1C:** al igual que sus homólogos de clase, el riesgo para la salud es mínimo aunque existe, siendo necesario el uso de gafas protectoras. Tiene fines médicos sobre todo en tratamientos estéticos.
- **Clase 2:** emiten una radiación visible cuya longitud de onda se sitúa entre 400 y 700 nm. El riesgo de daño ocular se evita gracias a mecanismos con los que

cuenta nuestro propio organismo, se conocen como mecanismos de aversión y un ejemplo de ellos es el *reflejo parpebral*³. Emplear instrumentos ópticos aumenta la probabilidad de daño aunque el reflejo parpebral puede seguir sirviendo de protección.

- **Clase 2M:** mismo modo de transmisión que la clase 2. El reflejo parpebral puede no ser suficiente si se usa algún instrumento óptico.
- **Clase 3R:** la visión directa del haz supone un gran riesgo para la salud aunque mucho menor que la clase 3B. También cuenta con unos requisitos de fabricación y uso menos estrictos que la clase 3B.
- **Clase 3B:** tanto visión directa como ciertas reflexiones del haz de luz pueden ser altamente perjudiciales así para los ojos como para la piel. Cuentan con una potencia media de salida que puede llegar a 500mW. Podemos encontrarlos en tratamientos fisioterapéuticos como la terapia láser de baja potencia.
- **Clase 4:** son los láseres más potentes y existe una elevada probabilidad de sufrir daños tanto oculares como cutáneos e incluso pueden llegar a producir incendios. Se usan en ciertas cirugías de corte o de coagulación por lo que la precisión a la hora de usarlos es un requisito indispensable.

El dispositivo se ha diseñado dentro de las características de la clase 3B reguladas por la normativa UNE-EN 60825-1/A2:2015.

³Reflejo parpebral: se trata de una característica intrínseca del cuerpo humano, la cual consiste en cubrir el ojo con el párpado durante un período de 0,25 segundos tras recibir un impulso luminoso de gran intensidad.

8.2 Etiquetado en los dispositivos láser

Es importante que todo utensilio que emplee la tecnología láser y por lo tanto suponga un riesgo para la salud del usuario, esté debidamente etiquetado, es decir, la etiqueta debe ser fácilmente localizable y además contar con toda la información perteneciente a la clase del dispositivo. Por un lado encontramos una señal triangular indicativa de la existencia de radiación láser y cuya colocación es obligatoria:



Figura 37: Etiqueta de advertencia

Acompañando a dicha señal triangular, podemos encontrar numerosas etiquetas rectangulares advirtiendo de los peligros existentes y aconsejando sobre el uso adecuado del dispositivo e informando de la información referente al dispositivo. A continuación se muestran algunos ejemplos:



Figura 38: Etiquetas explicativas

8.3 Software

El entorno de programación Arduino, que se ha empleado para programar el microcontrolador ATmega328P no entra en conflicto con ninguna regulación.

9.Entorno económico-social

9.1 Presupuesto

Componente	Unidad	Precio unidad (€)	Distribuidora	Precio total (€)
Microcontrolador ATmega328P	1	1.70	Microchip Technology Inc.	1.70
Teclado Matricial 4x4	1	5.19	Cetronic	5.19
Display LCD serie c216	1	6.29	PC Componentes	6.29
RTC DS1307	1	2.07	Electan	2.07
Pila CR2032 para reloj RTC	1	0.90	Thomann	0.90
Módulo PCF8574	2	3.99	Max Electrónica	7.98
N-MOSFET de enriquecimiento	1	0.12	TME ElectronicComponents	0.12
Amplificador LMV358	2	4.80	BricoGeek	9.60
Regulador LM3940	1	1.35	Texas Instrument	1.35
Diodo SK14	10	0.059	TME ElectronicComponents	0.59
Diodo LED	1	0.44	TME ElectronicComponents	0.44
Diodo láser	6	83.50	THOR Labs	501
Amplificador operacional TL081	1	0.44	Texas Instruments	0.44
Amplificador de instrumentación AD620	1	7.29	AnalogDevices	7.29
Fotodiodo	1	0.95	OSRAM	0.95
Presupuesto final				545.91

9.2 Impacto socio-económico en la sociedad

En la actualidad ya se están empleando dispositivos láseres en intervenciones quirúrgicas, así como en tratamientos dermatológicos. Pero la aparición del láser de baja potencia ha atraído el interés de la comunidad científica y se ha convertido en tema de estudio recurrente debido a las numerosas aplicaciones que se le suponen.

Hoy en día muchas de las lesiones que pueden tratarse con este tipo de terapia, se encuentran bajo tratamientos que incluyen algún tipo de medicamento. La introducción del láser en el mundo de la medicina puede ocasionar cuantiosos efectos económicos en aquellas corporaciones que distribuyen dichos medicamentos puesto que la terapia LLLT no requiere ningún tipo de acompañamiento medicinal para surtir efecto. Por ello se espera que poco a poco la tecnología láser vaya adquiriendo una mayor importancia hasta que finalmente se encuentre dentro del campo de la fisioterapia igual de integrada que en otras ramas de la medicina como la dermatología.

10. Conclusiones y futuras mejoras

Finalmente no se ha podido realizar un prototipo presentable para la presentación del TFG, pero se ha ido trabajando con cada una de las partes del dispositivo, lo que me ha permitido aumentar mis conocimientos sobre el manejo de microcontroladores y circuitos integrados.

Tras haber estudiado las propiedades de la luz láser se advierten la cantidad de aplicaciones y funcionalidades que se pueden llevar a cabo gracias a este tipo de dispositivos. Dichas propiedades, combinadas con el gran abanico de composiciones posibles a la hora de fabricar un dispositivo láser, han permitido a estos artilugios, introducirse en nuestras vidas en muchos aspectos de nuestra vida cotidiana.

En relación a los dispositivos láser de baja potencia, se puede afirmar con total seguridad que con el paso del tiempo se abrirán un hueco dentro del mundo tecnológico y podremos encontrarlos en una gran cantidad de tareas a nuestro alrededor.

La ciencia no cesa en su evolución y en el caso de la tecnología láser, aparecen continuamente nuevas investigaciones que arrojan algo de luz sobre nuevas aplicaciones y dan lugar a dispositivos con mejores prestaciones, por ello, cualquiera de las mejoras que puedan efectuarse en la actualidad, quedarán obsoletas en cuestión de pocos años.

A pesar de todo ello, teniendo en cuenta la situación actual, como posible mejora, puede dotarse al dispositivo de algún tipo de alarma, ya sea sonora o luminosa, empleando determinadas funcionalidades del reloj RTC, con el objetivo de avisar al usuario en situaciones en las que se supere un determinado tiempo de irradiación, evitando así provocar daños al paciente.

11. Referencias

- [1] HernandezDiaz, A. *El láser de baja potencia en la medicina actual*. Recuperado de: [http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-fis/\(monografia._el_laser_de_baja_potencia_en_la_medicina_actua_205\)_1.pdf](http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-fis/(monografia._el_laser_de_baja_potencia_en_la_medicina_actua_205)_1.pdf)
- [2] Centro Nacional de Nuevas Tecnologías (2002). *NTP 654: Láseres: nueva clasificación del riesgo (UNE EN 60825-1 /A2: 2002)*. Madrid: Autor.
- [3] Gómez González, E (2010). *Fuentes de luz y emisión láser*. Recuperado de: <http://laplace.us.es/campos/optica/Optica%20-%20Tema%203%20-%20Fuentes%20de%20luz%20y%20emision%20laser%20-%202010-11.pdf>
- [4] Marín, L.D. *Introducción al Láser y su aplicación práctica en la óptica moderna*. Costa Rica: Escuela Ingeniería Eléctrica.
- [5] Peralta, A (2014). *Principios físicos del láser para todos los públicos*. Recuperado de: <https://desayunoconfotones.org/2014/10/16/principios-fisicos-del-laser-para-todos-los-publicos/>
- [6] Suárez, I. (2012). *EL LÁSER – Principios básicos*. Recuperado de: <http://queaprendemoshoy.com/el-laser-principios-basicos/>
- [7] *Clasificación y construcción del láser*. (s.d.). Recuperado de: <https://ingenieriaelectronica.org/clasificacion-y-construccion-de-laser/>
- [8] Robledo, H. Normas láser y clasificaciones. Selección de un equipo. En Robledo, H. (Coord.), *Libro Láser IV Restauración Cutánea Láser No Ablativa, Miniablación y Subablación*, (pp. 548-595).Galicia: Vigo.
- [9] Calabrese, G. (2011). *Láseres y luz pulsada intensa*. Recuperado de: http://tendenciasenmedicina.com/Imagenes/imagenes06p/art_08.pdf
- [10] Llamas, L. *El bus I2C en Arduino*. Recuperado de: <https://www.luisllamas.es/arduino-i2c/>
- [11] Landín, P. (2014). *Semiconductores intrínsecos y extrínsecos*. Recuperado de: <http://pelandintecno.blogspot.com.es/2014/04/semiconductores-intrinsecos-y.html>

- [12] *Transmisores*. (s.d.). Recuperado de:
http://garciaargos.com/descargas/apuntes/5curso/ComunicacionesOpticas2/Tema%204/transmisores_IEM.pdf
- [13] *Láser de semiconductor*. (s.d.). Recuperado de:
http://sgpwe.izt.uam.mx/pages/cbi/mfg/laseres1/material_adicional/semiconductor/DANIEL.html#cuatro
- [14] Conde, M.; de Sande, J.C.G. y Toscano, M.J. (2011). *Terapia por láser de baja potencia: consideraciones óptico-físicas y biológicas determinantes en su aplicación clínica*. Huelva, España.
- [15] Avci, P.; Gupta, A.; Sadasivam, M.; Vecchio, D.; Pam, Z.; Pam, N. y Hamblin, M. (2013). *Low-level laser (light) therapy (LLLT) in skin: stimulating, healing, restoring*. Recuperado de:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4126803/>
- [16] Chung, H.; Dai, T.; Sharma, S.; Huang, Y.; Carroll, J. y Hamblin, M. (). *The Nuts and Bolts of Low-level Laser (Light) Therapy*. Recuperado en:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3288797/>
- [17] *Efectos de los rayos láser en los tejidos*. (s.d.). Recuperado de:
<https://harasambato.wordpress.com/2008/07/10/efectos-de-los-rayos-laser-en-los-tejidos/>
- [18] Llamas, L. *Salidas analógicas pwm en arduino*. Recuperado de:
<https://www.luisllamas.es/salidas-analogicas-pwm-en-arduino/>
- [19] *LD808-SA60-SpecSheet*. (s.d.). Recuperado de:
<https://www.thorlabs.com/drawings/244a83672c746dc6-4681D382-94FA-B545-8349DCBD4DFF20D5/LD808-SA60-SpecSheet.pdf>
- [20] *BPW 34 Datasheet*. (s.d.). Recuperado de: <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/44653/SIEMENS/BPW34.html>
- [21] *Atmel 42735 8 bit AVR Microcontroller ATmega328-328P datasheet*. (s.d.). Recuperado de: http://www.atmel.com/Images/Atmel-42735-8-bit-AVR-Microcontroller-ATmega328-328P_Datasheet.pdf

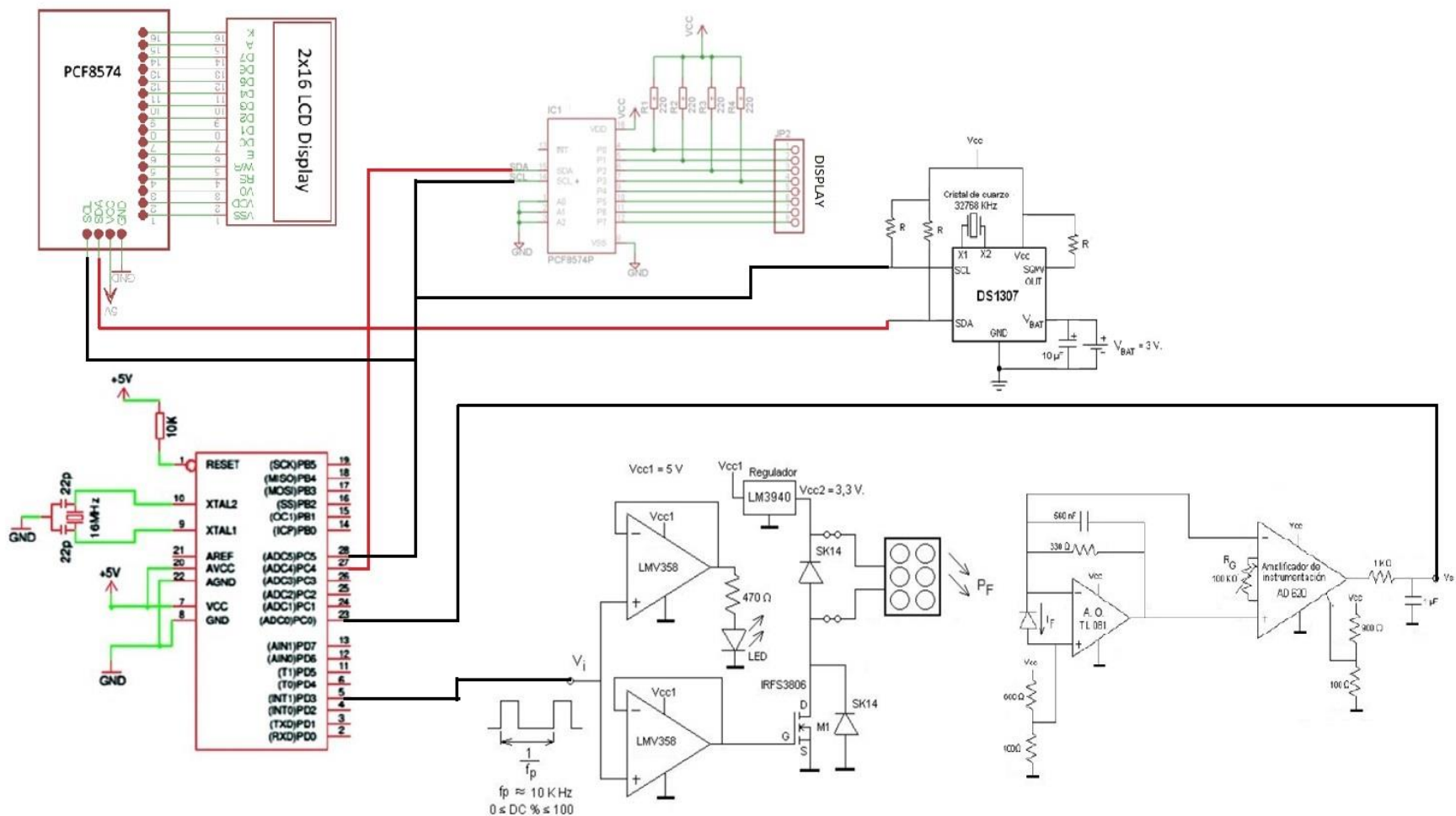
[22] *Maxim Integrated DS1307*. (s.d.). Recuperado de:
<https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/DS1307.pdf>

[23] *Crystal Clear Technology Display c216x01*. (s.d.). Recuperado de:
http://www.cct.com.my/pdf/full-spec-Character/C216x01xxW00_REV1.pdf

[24] *Texas Instruments PCF8574*. (s.d.). Recuperado de:
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/pcf8574.pdf>

[25] *Texas Instruments PCF8574A*. (s.d.). Recuperado de:
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/pcf8574a.pdf>

ANEXO I: Esquemático del circuito completo



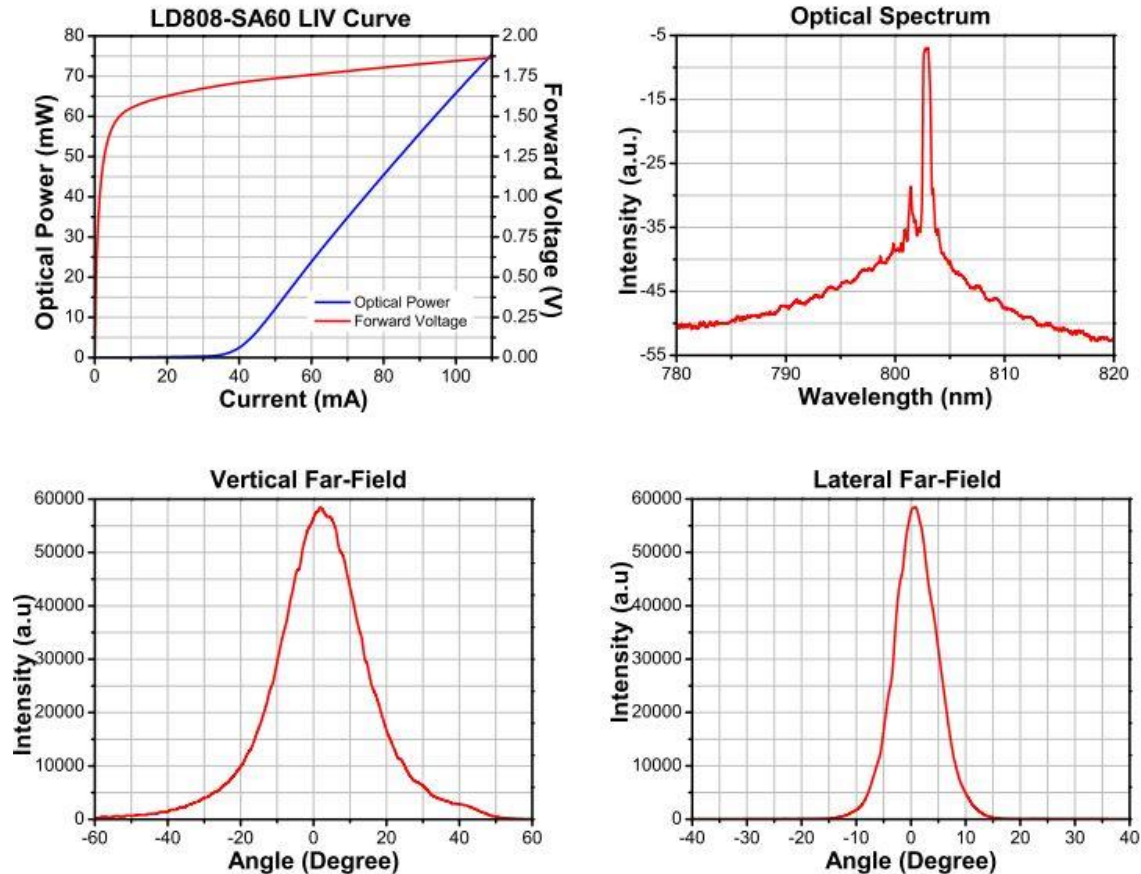
Esquema 18: Circuito completo del diseño

ANEXO II: Hojas de características Diodo Láser LD808-S60

LD808-SA60	
LD Reverse Voltage (Max)	2 V
PD Reverse Voltage (Max)	30 V
Absolute Max Current	140 mA
Absolute Max Power	80 mW
Operating Temperature	-20 to 50 °C
Storage Temperature	-20 to 80 °C
Pin Code	A

$T_{CHIP} = 25\text{ °C}$

LD808-SA60				
	Symbol	Min	Typical	Max
Center Wavelength	λ_C	798 nm	808 nm	818 nm
Spectral Bandwidth (RMS)	$\Delta\lambda$	-	0.5 nm	2 nm
Output Power CW @ I_{CW}	P_{CW}	50 mW	60 mW	-
Operating Current CW	I_{CW}	-	100 mA	120 mA
Threshold Current	I_{TH}	-	40 mA	50 mA
Forward Voltage	V_F	-	2.0 V	2.5 V
Slope Efficiency	$\Delta P/\Delta I$		0.95 W/A	-
Transverse Beam Divergence Angle (FWHM) [CW @ 100 mA]	θ_T	-	24°	30°
Lateral Beam Divergence Angle (FWHM) [CW @ 100 mA]	θ_L	-	8°	10°



ANEXO III: Hoja de características Fotodiodo BPW34

Grenzwerte Maximum Ratings

Bezeichnung Description	Symbol Symbol	Wert Value	Einheit Unit
Betriebs- und Lagertemperatur Operating and storage temperature range	$T_{op}; T_{stg}$	- 40 ... + 85	°C
Sperrspannung Reverse voltage	V_R	32	V
Verlustleistung, $T_A = 25\text{ °C}$ Total power dissipation	P_{tot}	150	mW

Kennwerte ($T_A = 25\text{ °C}$, Normlicht A, $T = 2856\text{ K}$) Characteristics ($T_A = 25\text{ °C}$, standard light A, $T = 2856\text{ K}$)

Bezeichnung Description	Symbol Symbol	Wert Value	Einheit Unit
Fotoempfindlichkeit, $V_R = 5\text{ V}$ Spectral sensitivity	S	80 (≥ 50)	nA/lx
Wellenlänge der max. Fotoempfindlichkeit Wavelength of max. sensitivity	$\lambda_{S\max}$	850	nm
Spektraler Bereich der Fotoempfindlichkeit $S = 10\%$ von S_{\max} Spectral range of sensitivity $S = 10\%$ of S_{\max}	λ	400 ... 1100	nm
Bestrahlungsempfindliche Fläche Radiant sensitive area	A	7.00	mm ²
Abmessung der bestrahlungsempfindlichen Fläche Dimensions of radiant sensitive area	$L \times B$ $L \times W$	2.65 × 2.65	mm × mm
Halbwinkel Half angle	φ	± 60	Grad deg.
Dunkelstrom, $V_R = 10\text{ V}$ Dark current	I_R	2 (≤ 30)	nA
Spektrale Fotoempfindlichkeit, $\lambda = 850\text{ nm}$ Spectral sensitivity	S_λ	0.62	A/W
Quantenausbeute, $\lambda = 850\text{ nm}$ Quantum yield	η	0.90	<u>Electrons</u> Photon
Leerlaufspannung, $E_v = 1000\text{ lx}$ Open-circuit voltage	V_O	365 (≥ 300)	mV

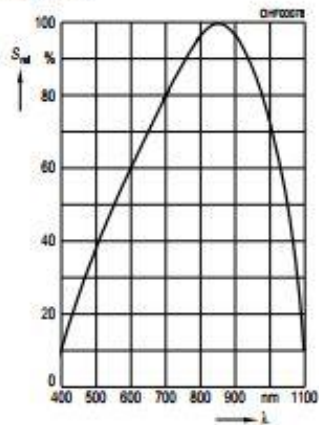
Kennwerte ($T_A = 25\text{ °C}$, Normlicht A, $T = 2856\text{ K}$)

Characteristics ($T_A = 25\text{ °C}$, standard light A, $T = 2856\text{ K}$) (cont'd)

Bezeichnung Description	Symbol Symbol	Wert Value	Einheit Unit
Kurzschlußstrom, $E_v = 1000\text{ lx}$ Short-circuit current	I_{sc}	80	μA
Anstiegs- und Abfallzeit des Fotostromes Rise and fall time of the photocurrent $R_L = 50\ \Omega$; $V_R = 5\text{ V}$; $\lambda = 850\text{ nm}$; $I_p = 800\ \mu\text{A}$	t_r, t_f	20	ns
Durchlaßspannung, $I_F = 100\text{ mA}$, $E = 0$ Forward voltage	V_F	1.3	V
Kapazität, $V_R = 0\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$, $E = 0$ Capacitance	C_0	72	pF
Temperaturkoeffizient von V_O Temperature coefficient of V_O	TC_V	- 2.6	mV/K
Temperaturkoeffizient von I_{sc} Temperature coefficient of I_{sc}	TC_I	0.18	%/K
Rauschäquivalente Strahlungsleistung Noise equivalent power $V_R = 10\text{ V}$, $\lambda = 850\text{ nm}$	NEP	4.1×10^{-14}	$\frac{\text{W}}{\sqrt{\text{Hz}}}$
Nachweisgrenze, $V_R = 10\text{ V}$, $\lambda = 850\text{ nm}$ Detection limit	D^*	6.6×10^{12}	$\frac{\text{cm} \cdot \sqrt{\text{Hz}}}{\text{W}}$

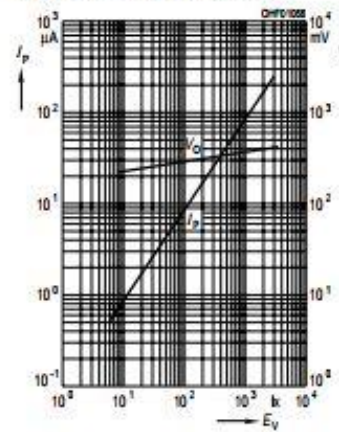
Relative spectral sensitivity

$$S_{\text{rel}} = f(\lambda)$$

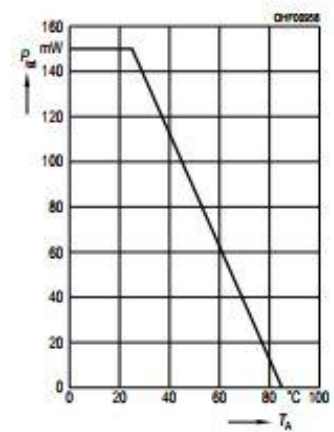


Photocurrent $I_P = f(E_V), V_R = 5 \text{ V}$

$$\text{Open-circuit voltage } V_O = f(E_V)$$

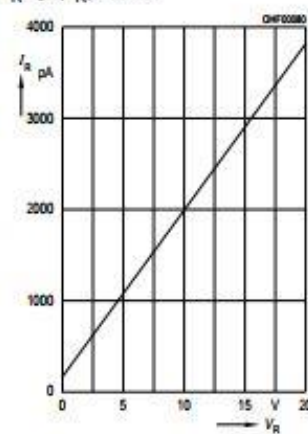


Total power dissipation $P_{\text{tot}} = f(T_A)$



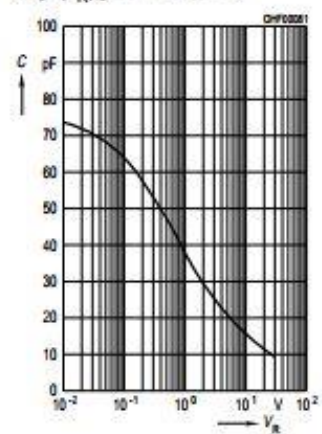
Dark current

$$I_R = f(V_R), E = 0$$



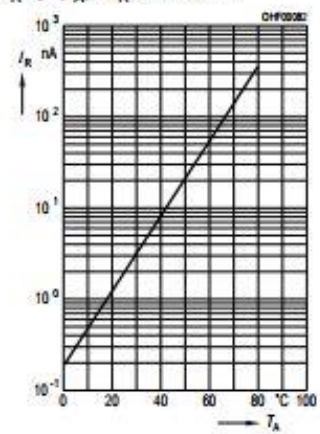
Capacitance

$$C = f(V_R), f = 1 \text{ MHz}, E = 0$$

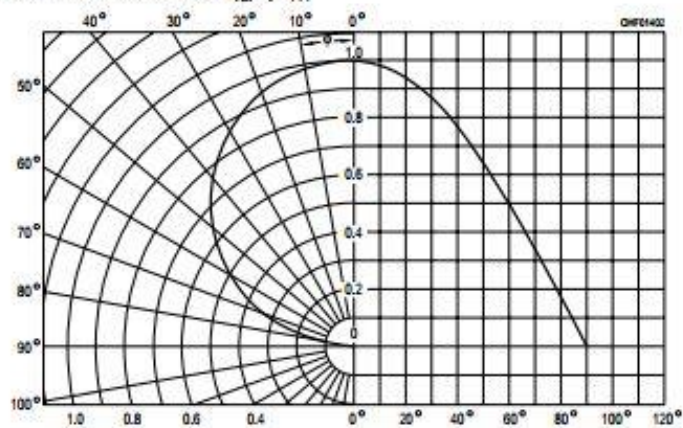


Dark current

$$I_R = f(T_A), V_R = 10 \text{ V}, E = 0$$



Directional characteristics $S_{\text{rel}} = f(\varphi)$



ANEXO IV: Diagrama de flujo

